

MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 1 0 - 1 5 1 1 0 4	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Provisional Publication No. 10-151104
(43)【公開日】 平成 1 0 年 (1 9 9 8) 6 月 9 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] June 9th, Heisei 10 (1998)
(54)【発明の名称】 蛍光内視鏡装置	(54)[TITLE] Fluorescent endoscope apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/00 300	(51)[IPC] A61B 1/00 300
【F I】 A61B 1/00 300 D	[FI] A61B 1/00 300 D
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] One
【出願形態】 O L	[Application form] OL
【全頁数】 1 8	[NUMBER OF PAGES] 18
(21)【出願番号】 特願平 8 - 3 1 3 8 7 6	(21)[APPLICATION NUMBER] Unexamined Japanese patent 8-313876

(22)【出願日】

平成8年(1996)11月25日

(22)[DATE OF FILING]

November 25th, Heisei 8 (1996)

(71)【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

000000376

[ID CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

[ADDRESS]

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 今泉 克一

Imaizumi, Kokuichi

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株式会社内

[ADDRESS]

(72)【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 中村 一成

Nakamura, Kazushige

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株

[ADDRESS]

式会社内

(74)【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進 Ito, Susumu

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【課題】

蛍光観察時には明るく、通常光観察時には深い被写体深度で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

[SUBJECT]

Provide the fluorescent endoscope apparatus which can observe with a deep depth of field, at the time of an ordinary-light observation. At the time of fluorescent observation it is bright.

【解決手段】

ランプ10の光は帯域制限回転フィルタ11及びRGB回転フィルタ13等を経て電子内視鏡2Aのライトガイドファイバ8に導光され、蛍光物質が投与された被検査体19に照射され、反射光及び蛍光は対物レンズ20とその光路中に配置されたフィルタ絞り22等を経てCCD21で受光される。フィルタ絞り22は可視光に対しては中央の小さな円形開口部分のみが透過領域となり、蛍光に対してはこの円形開口及びその外側のリング形状の開口部分が透過領域となるフィルタ特性を有し、可

[SOLUTION]

The light-guide of the light of a lamp 10 is carried out to light-guide fibre 8 in electronic endoscope 2A through the band-limiting rotating filter 11, RGB rotating filter 13, etc. It is irradiated to the inspection target 19 medicated with fluorescent material.

The light reception of reflected light and the fluorescence is carried out by CCD21 through the filter stop 22 configured in the optical path of objective lens 20.

To visible light, as for the filter stop 22, only a centre small circular aperture part serves as the permeation area.

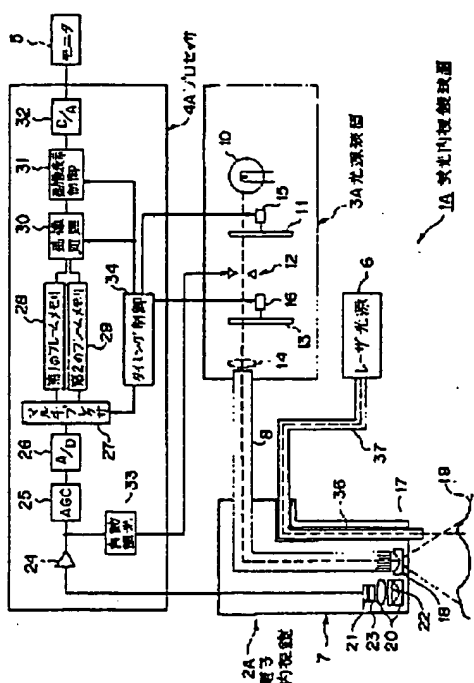
It has the filter characteristic whereby the aperture part of this circular aperture and the ring shape of the outer side serves as the

視光による通常観察の場合には入射光量が絞られた深い被写体深度の画像となり、蛍光による観察の場合には入射光量をあまり絞らないで明るい画像が得られるようにした。

permeation area to fluorescence.

It becomes the image of the deep depth of field from which the amount of incident lights was extracted in the usual observation by the visible light.

The bright image was obtained without extracting the amount of incident lights not much in observation by fluorescence.



【特許請求の範囲】

[CLAIMS]

【請求項 1】

蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む

[CLAIM 1]

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by medicating a tested target object with a fluorescent material, light-source means to irradiate the light of the first wavelength band

第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に照射する光源手段と、
前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、
前記被検査対象物と前記撮像手段との光路上に挿入された絞り手段と、
を有し、前記絞り手段は可視光を透過する可視光透過部と可視光を透過せず前記蛍光物質の蛍光の波長帯域の光を透過し、前記可視光透過部より透過領域が大きい可視光非透過部を有することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light, to the above-mentioned tested target object, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, stop means of the above-mentioned tested target object and above-mentioned image-pick-up means inserted in the optical path, It is comprised of these.

Above-mentioned stop means does not permeate the visible transparency part and the visible light which permeate visible light, while the light of the fluorescent wavelength band of the above-mentioned fluorescent material is passed through.

The fluorescent endoscope apparatus characterized by having a visible-light non-transparency part with a permeation area larger than the above-mentioned visible transparency part.

【発明の詳細な説明】**[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【0001】****[0001]****【産業上の利用分野】**

本発明は、患部等の部位からの蛍光を観察することができる蛍光内視鏡装置に関する。

[INDUSTRIAL APPLICATION]

This invention relates to the fluorescent endoscope apparatus which can be used for observing the fluorescence from sites, such as a diseased part.

【0002】

[0002]

【従来の技術】

近年、体腔内に挿入部を挿入することにより、食道、胃、小腸、大腸等の消化管や肺等の気管を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療処理のできる内視鏡が利用されている。特に、電荷結合素子（CCD）等の電子撮像デバイスを用いた電子内視鏡は、モニタ上に画像を表示でき内視鏡を操作する術者の疲労が少ないために、広く使用されている。

[PRIOR ART]

Windpipe, alimentary tracts, the esophagus, the stomach, a small intestine, and large intestine, and lungs, is observed by inserting an insertion part intra-corporeal in recent years.

Moreover, the endoscope which can perform various treatment process using the treatment tool passed through the treatment-tool channel depending on the need is utilized.

Since for the operator of especially the electronic endoscope using electronic image-pick-up devices, such as a charge coupled device (CCD), which can display an image and operates an endoscope on a monitor is non-fatiguing, it uses it widely.

【0003】

ところで、最近、蛍光物質を予め検査対象者の体内に投与し、蛍光物質を励起する励起光を照射することにより蛍光画像を得る診断法が注目されている。特に、被写体に白色光を照射して得られる通常光画像と励起光を照射して得られる蛍光画像の双方を観察できる装置は診断能の向上が期待できる。

[0003]

By the way, recently the intra-corporeal inspection area is medicated with a fluorescent material beforehand.

A fluorescent image is obtained by irradiating the excitation light which excite a fluorescent material, and this diagnostics attracts attention.

Especially the apparatus that can be observed both the ordinary-light image which irradiates white light for a photographed object, and the fluorescent image which irradiates excitation light and is obtained can anticipate the improvement in diagnostic ability.

【0004】

そのような装置として、例えば特開平7-59783号公報に

[0004]

It is considered as such an apparatus, for example, in the Provisional-Publication-No. 7-

においては、蛍光物質励起用の波長帯域と通常観察用の可視域の波長帯域の光を、回転フィルタによって切り替えながら照射する装置が開示されている。

59783 gazette, with the light of the wavelength band of the wavelength band for fluorescent-material excitation, and the visualisation region for a usual observation, the apparatus which irradiates with a switching with a rotating filter is disclosed.

【0005】

[0005]

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、一般に励起光照射時に観察される蛍光は微弱で、通常観察光照射時に観察される反射光と比べると極めて暗いために、蛍光画像と通常画像の双方を適当な明るさで得ることはできなかった。

[PROBLEM ADDRESSED]

However, the fluorescence generally observed at the time of excitation-light irradiation is feeble, and compared with the reflected light observed at the time of usual observation light irradiation, since it was very dark, both a fluorescent image and a usual image were not able to be obtained with suitable brightness.

【0006】

また、蛍光物質が発する蛍光は微弱であるために、得られる蛍光画像は画質の悪いものとなっていた。

[0006]

Moreover, since the fluorescence a fluorescent material emits was feeble, the fluorescent image obtained had become image quality bad.

【0007】

また、蛍光物質が生体に対して透過性の良い赤外の蛍光を発する場合には、蛍光と同じ波長帯域に体外からの光が混入し、ノイズとなることがあった。

[0007]

Moreover in the case where a fluorescent material emits infrared the fluorescence with sufficient permeability to the organism, the external light mixes in the same wavelength band as the fluorescence, and it might become noise.

【0008】

(発明の目的) 本発明は上述し

[0008]

(The objective of invention)

た点に鑑みてなされたもので、
蛍光観察時には明るく、通常光
観察時には深い被写体深度で観
察することができる蛍光内視鏡
装置を提供することを目的とす
る。

This invention was made in view of the
above-mentioned point, and is bright at the time
of fluorescent observation.

It aims at providing the fluorescent
endoscope apparatus which can observe with a
deep depth of field at the time of an ordinary-
light observation.

【0009】

[0009]

【課題を解決するための手段】

蛍光物質を被検査対象物に投与
して診断を行う蛍光内視鏡装置
において、前記蛍光物質の励起
波長を含む第1の波長帯域の光
と可視光を含む第2の波長帯域
の光を前記被検査対象物に照射
する光源手段と、前記被検査対
象物の可視光像と前記蛍光物質
の蛍光像を撮像する撮像手段
と、前記被検査対象物と前記撮
像手段との光路上に挿入された
絞り手段と、を有し、前記絞り
手段は可視光を透過する可視光
透過部と可視光を透過せず前記
蛍光物質の蛍光の波長帯域の光
を透過し、前記可視光透過部よ
り透過領域が大きい可視光非透
過部を有する構成にすること
により、蛍光が絞り手段を多く通
過でき、蛍光による画像はより
明るくなり、通常光による画像
は絞られてより深い被写体深度
で観察することができる。

[SOLUTION OF THE INVENTION]

In the fluorescent endoscope apparatus which
diagnoses by medicating a tested target object
with a fluorescent material, light-source means
to irradiate the light of the first wavelength band
containing the excitation wavelength of the
above-mentioned fluorescent material, and the
light of the 2nd wavelength band containing
visible light to the above-mentioned tested
target object, Image-pick-up means to image-
pick up the visualisation light image of the
above-mentioned tested target object, and the
fluorescent image of the above-mentioned
fluorescent material, Stop means of the above-
mentioned tested target object and above-
mentioned image-pick-up means inserted in the
optical path, it has these components.

Above-mentioned stop means does not
permeate the visible transparency part and the
visible light which permeate visible light, while
the light of the fluorescent wavelength band of
the above-mentioned fluorescent material is
passed through.

By making the composition which has a
visible-light non-transparency part with a

permeation area larger than the above-mentioned visible transparency part, the fluorescence can pass through many stop (diaphragm) means, and the image by the fluorescence becomes brighter.

The image by the ordinary light is extracted and can be observed with a deeper depth of field.

【0010】

[0010]

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を具体的に説明する。

(第1の実施の形態) 図1ないし図11は、本発明の第1の実施の形態に係り、図1は、第1の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図2は帯域制限回転フィルタの構成を示す説明図、図3は帯域制限回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図4はRGB回転フィルタの構成を示す説明図、図5はRGB回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図6は励起光カットフィルタの分光透過特性を示す説明図、図7はフィルタ絞りの構成を示す説明図、図8はフィルタ絞りの分光透過特性を示す説明図、図9は通常光観察時の動作を示す説明図、図10は蛍光観察時の動作を示す説明図、図11

[Embodiment]

Hereafter, with reference to a drawing, the embodiment of this invention is demonstrated concretely.

(First embodiment) Fig. 1 or 11 concerns the first embodiment of this invention.

Diagram 1 is a block diagram showing the entire composition of the fluorescent endoscope apparatus of a first embodiment. Diagram 2 is an explanatory drawing showing the composition of a band-limiting rotating filter. Diagram 3 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of a band-limiting rotating filter. Diagram 4 shows the composition of RGB rotating filter, as an explanatory drawing.

Diagram 5 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of RGB rotating filter.

Diagram 6 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of an excitation-light cut filter.

Diagram 7 is an explanatory drawing showing the composition of a filter stop.

1は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。本実施の形態の目的は蛍光による画像はより明るく、通常光による画像はより深い被写体深度で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。

Diagram 8 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of a filter stop.

Diagram 9 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light observation.

Diagram 10 is an explanatory drawing showing the operation at the time of fluorescent observation.

Diagram 11 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light * fluorescence simultaneous observation.

The objective of this embodiment is an image by fluorescence which is brighter.

The image by the ordinary light is to provide the fluorescent endoscope apparatus which can be observed by the deeper depth of field. ??

【0011】

図1に示す本発明の第1の実施の形態の蛍光内視鏡装置1Aは、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡2Aと、通常観察用の光及び励起用光を発する光源装置3Aと、信号処理を行うプロセッサ4Aと、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ5と、レーザ光による処置を行うレーザ光源6とにより構成される。

[0011]

Fluorescent endoscope apparatus 1A of the first embodiment of this invention shown in Diagram 1, electronic endoscope 2A for inserting intra-corporeal and observing, Light-source-device 3A which emits usual and excitation light, Processor 4A which performs a signal processing, the monitor 5 which displays the image by the image and the fluorescence by the ordinary light, the laser light source 6 which performs the treatment by the laser light

It is constituted by these.

【0012】

電子内視鏡2Aは体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7の先端部17には

[0012]

Electronic endoscope 2A has the long and slender insertion part 7 inserted intra-corporeal. Image-pick-up means is built into end 17 of

撮像手段を内蔵している。この挿入部 7 内には通常観察のための照明光及び励起光を伝送するライトガイドファイバ 8 が挿通され、このライトガイドファイバ 8 の手元側の入射端は光源装置 3 A に着脱自在に接続することができる。

【0013】

光源装置 3 A は、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ 10 と、このランプ 10 による照明光路上に設けられた帯域制限する回転フィルタ 11 と、ランプ 10 からの光量を制限する照明光絞リ 12 と、RGB 回転フィルタ 13 と、集光するコンデンサレンズ 14 とを備えている。帯域制限フィルタ 11 及び RGB 回転フィルタ 13 はそれぞれモータ 15、16 により回転駆動される。

【0014】

帯域制限フィルタ 11 は図 2 に示すように可視光透過フィルタ 11a と、赤外光透過フィルタ 11b とが設けられている。また、図 3 は可視光透過フィルタ 11a の透過特性と赤外光透過フィルタ 11b の透過特性を示している。

【0015】

そして、ランプ 10 の光は可視

this insertion part 7.

Light-guide fibre 8 which transmits the illumination light and the excitation light for a usual observation in this insertion part 7 is passed through.

The incidence end in front of this light-guide fibre 8 is detachably connectable with light-source-device 3A.

[0013]

Comprising light-source-device 3A, the lamp 10 which radiates the light which contains a visualisation light-band region from an infrared wavelength band, and the rotating filter 11 which was provided on the optical path by this lamp 10 for band-limiting, the illumination light stop 12 which limits the quantity of light from a lamp 10, RGB rotating filter 13, the condensing condenser lens 14

It has these components.

Rotation actuation of the band-limiting filter 11 and the RGB rotating filter 13 is respectively carried out by motors 15 and 16.

[0014]

As the band-limiting filter 11 is shown in Diagram 2, visible transparency filter 11a and infrared light permeation filter 11b are provided.

Moreover, Diagram 3 shows the permeation characteristic of visible transparency filter 11a, and the permeation characteristic of infrared light permeation filter 11b.

[0015]

And, as for the light of a lamp 10, the extract

光透過フィルタ 11a 或いは赤外光透過フィルタ 11b により可視光帯域或いは赤外帯域の光成分のみが抽出され、照明光絞リ 12 により光量が制御されて RGB 回転フィルタ 13 に入射される。

【0016】

この RGB 回転フィルタ 13 は図 4 に示すように、周方向に R、G、B 透過フィルタ 13a、13b、13c が 3 等分するように設けてあり、モータ 16 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

【0017】

また、R、G、B 透過フィルタ 13a、13b、13c の透過特性を図 5 に示す。R フィルタ 13a、G フィルタ 13b、B フィルタ 13c の分光透過特性は、赤、緑、青の波長領域の光の他に、インドシアニンググリーン (ICG) 誘導体標識抗体を励起する波長の光も透過するようになっている。

【0018】

RGB 回転フィルタ 13 を通った光はコンデンサレンズ 14 により集光されてライトガイドファイバ 8 の入射端に照射される。そして、このライトガイドファイバ 8 によって光が伝送さ

only of the optical component of a visualisation light-band region or an infrared band is carried out by visible transparency filter 11a or infrared light permeation filter 11b.

The quantity of light is controlled by the illumination light stop 12, and incidence is carried out to RGB rotating filter 13.

[0016]

This RGB rotating filter 13 is provided so that R, G, and B permeation filters 13a, 13b, and 13c may divide equally into three in peripheral directions as shown in diagram 4.

Each is sequentially placed in the optical path by rotating by the motor 16.

[0017]

Moreover, the permeation characteristic of R, G, and B permeation filters 13a, 13b, and 13c is shown in Diagram 5.

R filter 13a, G filter 13b, and the spectroscopy permeation characteristic of B filter 13c also permeate the light of the wavelength which excites the indocyanine-green (ICG) derived marker antibody other than the light of red, green, and a blue wavelength area.

[0018]

It is condensed by the condenser lens 14 and the light which passed along RGB rotating filter 13 is irradiated by the incidence end of light-guide fibre 8.

And, a light is transmitted with this light-guide fibre 8.

れ、挿入部 7 の先端部 17 に固定された先端面からさらに照明窓に取り付けた照明レンズ 18 を経て体腔内の（被検査対象物或いは）被検査体 19 側に射出する。

【0019】

被検査体 19 の体内に、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質として ICG 誘導体標識抗体が予め投与されていると、770～780nm 付近の赤外光の照射により励起し、810～820nm 付近の赤外域の蛍光が発生する。

【0020】

先端部 17 にはこの照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ 20 が取り付けられてあり、照明された被検査体 19 からの反射光及び蛍光を集光して結像位置にその像を結ぶ。この結像位置には固体撮像素子として CCD 21 が配置されており、光電変換する。この対物レンズ 20 と CCD 21 とは撮像手段を構成する。

【0021】

本実施の形態では対物レンズ 20 と CCD 21 との間の撮像光路上に入射光量を制限する絞り

From the end surface fixed to the end 17 of an insertion part 7, furthermore pass the illumination lens 18 installed in the illumination window, it irradiates to the inspected-target 19 (or test target object) intra-corporeal.

[0019]

If it uses as the fluorescent material which has affinity in the inside of the body of an inspected target 19 to lesion parts, such as cancer, and ICG derived marker antibody is beforehand prescribed for the patient, it excites by irradiation of the infrared light near 770 - 780 nm, and the fluorescence of the infrared region near 810 - 820 nm occurs.

[0020]

Adjacent to the end 17, near this illumination window, the observation port is provided.

The objective lens 20 is installed in this observation port.

The reflected light and the fluorescence from an inspected target 19 which were illuminated are condensed, and it is the image the bind to an image-formation position.

CCD21 is configured as a solid-state image sensor at this image-formation position, and a photoelectric conversion is carried out.

This objective lens 20 and CCD21 constitute the image-pick-up means.

[0021]

In this embodiment, while configuring the filter stop 22 of the permeation characteristic which is considered as stop means to limit the amount

手段として波長依存性を持つ透過特性のフィルタ絞り 22 を配置すると共に、励起光をカットする励起光カットフィルタ 23 も配置している。

of incident lights, and has a wavelength dependence on the image-pick-up optical path between an objective lens 20 and CCD21, the excitation-light cut filter 23 which cuts excitation light is also configured.

【0022】

フィルタ絞り 22 は、例えば図 6 に示すように同心円状に 3 つの部分に分かれている。つまり、最も内側に形成された円形状の可視光透過部 22a、その外側に形成されたリング形状の可視光非透過部 22b、その外側に形成されたリング形状の遮光部 22c とが設けられている。

[0022]

The filter stop 22 is divided into three parts in a concentric circle, as shown, for example, in Diagram 6.

In other words, visible transparency part 22a of the circle shape formed inside most, visible-light non-transparency part 22b of the ring shape formed on the outer side, and shading part 22c of the ring shape formed on the outer side are provided.

【0023】

これらの可視光透過部 22a、可視光非透過部 22b 及び遮光部 22c の透過特性を図 7 に示す。

[0023]

The permeation characteristic of these visible transparency part 22as, visible-light non-transparency part 22b, and shading part 22c is shown in Diagram 7.

【0024】

最も内側の小さな円形領域の可視光透過部 22a は可視光帯域から赤外帯域までほぼフラットな透過特性を有し、可視光非透過部 22b は、可視光域は透過せず、赤外域の蛍光の波長帯域の光は透過するフィルタ特性を持つ。従って、フィルタ絞り 22 は、可視光に対しては小さな透過断面積或いは小さな透過領域の可視光透過部 22a のみが光を透過するので、開口量の小

[0024]

Visualisation transparency part 22a of the circular area where the inner side is the smallest has a permeation characteristic almost flat from the visualisation light-band region to the infrared band.

A visualisation visible-light sphere does not permeate visible-light non-transparency part 22b, and the light of the fluorescent wavelength band of the infrared region has the filter characteristic to permeate.

Therefore, since only visible transparency part 22a of a small permeation cross section or

さい絞りの役目をし、赤外帯域の蛍光に対しては可視光透過部 22a と可視光非透過部 22b の双方が光を透過するので開口量の大きい絞りの役目をするようになる。なお、最も外側の遮光部 22c は可視光及び赤外光の全波長帯域の光を遮光する。

a small permeation area permeates a light to visible light, the filter stop 22 serves as the stop with the small amount of apertures.

Since both visible transparency part 22a and visible-light non-transparency part 22b permeate a light to the fluorescence of an infrared band, it has the role of the stop with the large amount of apertures.

In addition, outside shading part 22c shades most the light of the full-wave length band of visible light and infrared light.

【0025】

CCD 21 で光電変換された画像信号はプロセッサ 4A 内の信号を増幅するプリアンプ 24、ゲインの自動調整を行うオートゲインコントロール (AGC) 回路 25、A/D 変換回路 26、切換を行うマルチプレクサ回路 27、画像を一時記憶する第 1 のフレームメモリ 28、第 2 のフレームメモリ 29、画像強調などの処理をする画像処理回路 30、画像表示の制御を行う画像表示制御回路 31、D/A 変換回路 32 を経てモニタ 5 に出 force される。

[0025]

The image signal by which the photoelectric conversion was carried out by CCD21 is the preamplifier 24 which amplifies the signal in processor 4A.

The auto gain control (AGC) circuit 25 which performs the automatic regulation of a gain, a / D converting circuit 26, the multiplexer circuit 27 which performs a switching, the first frame memory 28 which temporarily stores the image, 2nd frame memory 29, the image-processing circuit 30 which processes an image enhancement etc., the image display controlling circuit 31 which controls an image display, D / A converting circuit 32

It is output to a monitor 5 through these.

【0026】

また、このプロセッサ 4A はプリアンプ 24 を通した信号に基づいて照明光絞り 12 の開口量を制御する自動調光回路 33、蛍光内視鏡装置 1A 全体の同期をとるタイミング制御回路 34

[0026]

Moreover, the automatic light-control circuit 33 which controls the amount of apertures of the illumination light stop 12 based on the signal with which this processor 4A passed through the preamplifier 24, the timing-control circuit 34 which synchronises the entire fluorescent

を備えている。

endoscope apparatus 1A. It has these components.

【0027】

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源6にはレーザ光を導くレーザガイド37が接続され、このレーザガイド37は、電子内視鏡2Aに設けた鉗子チャンネル36に挿入できる構造になっている。

[0027]

Moreover, the laser guide 37 which guides a laser light is connected to the laser light source 6 which generates the laser light for laser treatments.

This laser guide 37 has the structure which can be inserted in the forceps channel 36 provided in electronic endoscope 2A.

【0028】

また、プロセッサ4Aのフロントパネル等には観察モード選択スイッチが設けてあり、この観察モード選択スイッチにより、可視光による通常の内視鏡画像で観察する通常観察モード、蛍光による蛍光画像で観察する蛍光観察モード、蛍光及び通常の内視鏡画像で観察する蛍光・通常観察モードを選択することができるようにしている。

[0028]

Moreover, the observation mode-selection switch is provided on the front panel of processor 4A.

By this observation mode-selection switch, it enables it to choose among the usual observation mode observed by the usual endoscope image by the visible light, the fluorescent observation mode observed by the fluorescent image by the fluorescence, and the fluorescence * usual observation mode observed by the fluorescence and the usual endoscope image.

【0029】

つまり、観察モード選択スイッチにより選択を行うと、その指示はタイミング制御回路34に入力され、このタイミング制御回路34はモータ15、16及びマルチプレクサ27の切換制御を行い、図9ないし図11で示す各モードに対応した制御を行う。

[0029]

In other words, if it chooses by the observation mode-selection switch, the indication will be input into the timing-control circuit 34.

This timing-control circuit 34 performs the motors 15 and 16 and the switching control of a multiplexer 27, and the control corresponding to each mode shown in Fig. 9 or 11 is actualised.

【0030】

例えば、通常観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路34は帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11aが光路上に固定されるようにモータ15の回転量を制御し、かつRGB回転フィルタ13が毎秒30回転するようにモータ16の回転制御を行う。

[0030]

For example, when a usual observation mode is chosen, the timing-control circuit 34 controls the rotation of motor 15 so that visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

And motor 16 is rotated so that RGB rotating filter 13 may rotate 30 times per second.

【0031】

また、この状態での照明、つまりR、G、Bの順次照明のもとでCCD21での撮像により得られる画像信号をマルチプレクサ27の切換を制御して第1のフレームメモリ28又は第2のフレームメモリ29に記憶されるようにする。

[0031]

Moreover, under illumination in this state, in other words R, G, and B sequentially illuminating, the switching of a multiplexer 27 is controlled the image signal obtained by the image pick-up by CCD21, and the first frame memory 28 or the 2nd frame memory 29 stores it.

【0032】

また、蛍光観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路34は帯域制限回転フィルタ11の赤外光透過フィルタ11bが光路上に固定されるようにモータ15の回転量を制御し、かつRGB回転フィルタ13が毎秒30回転するようにモータ16の回転制御を行う。

[0032]

Moreover, when the fluorescent observation mode is chosen, the timing-control circuit 34 controls the rotation of a motor 15 so that infrared light permeation filter 11b of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

And motor 16 is rotated so that RGB rotating filter 13 may rotate 30 times per second.

【0033】

また、この状態での照明、つまり赤外光の照射のもとでCCD

[0033]

Moreover, in other words, the switching of a multiplexer 27 is controlled and the first frame

21での撮像により得られる蛍光の画像信号をマルチプレクサ27の切換を制御して第1のフレームメモリ28又は第2のフレームメモリ29に記憶されるようにする。

【0034】

さらに蛍光・通常観察モードを選択した場合には、タイミング制御回路34は帯域制限回転フィルタ11を毎秒90回転するようにモータ15の回転を制御し、かつRGB回転フィルタ13が毎秒30回転するようにモータ16の回転制御を行う。

【0035】

また、この状態での照明、つまりR、赤外光、G、赤外光、B、赤外光の順次照射のもとでCCD21での撮像により得られる赤、蛍光、緑、蛍光、青、蛍光の画像信号をマルチプレクサ27の切換を制御して可視光の画像信号を第1のフレームメモリ28に、蛍光の画像信号を第2のフレームメモリ29に記憶されるように制御する。

【0036】

本実施の形態では撮像手段の光路上に入射光量を制限するフィルタ絞り22で形成した絞り手段を設け、このフィルタ絞り22は可視光に対しては中央の小

memory 28 or the 2nd frame memory 29 stores the illumination in this state, and the fluorescent image signal obtained under irradiation of infrared light by the image pick-up by CCD21.

[0034]

Furthermore when the fluorescence * usual observation mode is chosen, the timing-control circuit 34 controls rotation of a motor 15 to rotate the band-limiting rotating filter 11 90 times per second.

And motor 16 is rotated so that RGB rotating filter 13 may rotate 30 times per second.

[0035]

With moreover, the illumination in this state, in other words R, infrared light, G, infrared light, B, infrared light sequentially irradiated, the switching of a multiplexer 27 is controlled by the image signal of red, fluorescence, green, fluorescence, blue and fluorescence, which are obtained by the image pick-up by CCD21.

In the first frame memory 28, it is the image signal of visible light, and the fluorescent image signal is stored in the 2nd frame memory 29. It is controlled in this way.

[0036]

In this embodiment, stop means formed by the filter stop 22 of image-pick-up means which limits the amount of incident lights in the optical path is provided.

This filter stop 22 concerning visible light, it

さな円形部分のみが可視光が透過できる開口となり、一方蛍光に対しては中央の小さな円形部分と、その外側のリング形状の開口部分とが蛍光が透過できる開口となるように可視光透過部 22a と、可視光非透過部 22b とを形成して、可視光に対しては入射光量を大幅に絞り、深い被写界深度の画像が得られるようにすると共に、蛍光に対しては入射光量をあまり絞らないで、明るい画像が得られるようにしていることが特徴となっている。

【0037】

次に、このように構成された蛍光内視鏡装置 1A の動作について説明する。被検査体 19 の体内には、癌などの病巣部に対して親和性をもち、赤外域の光で励起し、かつ赤外域で蛍光を発する蛍光物質として例えば ICG 誘導体標識抗体が投与される。

【0038】

この ICG 誘導体標識抗体の場合は、770～780nm 付近の赤外光の照射で励起し、810～820nm 付近の赤外蛍光を発生する。従って、体内に励起光を照射すると病変部からは

becomes an aperture whose centre small circular part can permeate only visible light.

On the one hand, for fluorescence, visible transparency part 22a and visible-light non-transparency part 22b are formed so that it may become an aperture whose centre small circular part and aperture part of ring shape of the outer side can permeate a fluorescence.

To visible light, the amount of incident lights is stopped sharply.

While the image of deep subject depth is obtained, the amount of incident lights is not very much extracted for fluorescence, and it becomes the characteristic that the bright image is obtained.

[0037]

Next, an operation of fluorescent endoscope apparatus 1A constituted in this way is demonstrated.

It has affinity in the inside of the body of an inspected target 19 against lesion parts, such as cancer, and it excites with the light of an infrared region.

And it uses as the fluorescent material which emits a fluorescence by the infrared region, for example, ICG derived marker antibody is prescribed for the patient.

[0038]

In the case of this ICG derived marker antibody, it excites by irradiation of the infrared light near 770 - 780 nm, and the infrared fluorescence near 810 - 820 nm is generated.

Therefore, if excitation light is irradiated inside of the body, excessive fluorescence will be

蛍光が多く発せられ、この蛍光を検出することにより病変の有無を確認できる。

emitted from the disease part, and existence of a disease can be confirmed by detecting this fluorescence.

【 0 0 3 9 】

光源装置 3 A のランプ 1 0 は、キセノンランプであり、可視光領域及び I C G 誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ 1 0 から放射された光は帯域制限回転フィルタ 1 1 に入射される。

[0039]

The lamp 10 of light-source-device 3A is a xenon lamp.

The light of the wavelength band containing the excitation wavelength of a visible-light area and ICG derived marker antibody is radiated.

Incidence of the light radiated from the lamp 10 is carried out to the band-limiting rotating filter 11.

【 0 0 4 0 】

この帯域制限回転フィルタ 1 1 は、図 2 に示すように、円形のフィルタ板を 2 分して半分の領域が可視光透過フィルタ 1 1 a、残りの半分の領域が赤外光透過フィルタ 1 1 b の領域となっている。

[0040]

This band-limiting rotating filter 11 should be shown in diagram 2. half of the circular filter board becomes visible transparency filter 11a, and the remaining half is the area of infrared light permeation filter 11b.

【 0 0 4 1 】

この可視光透過フィルタ 1 1 a は、図 3 の実線の分光透過特性に示すように赤、緑、青を含む可視光領域を透過する帯域フィルタである。また、赤外光透過フィルタ 1 1 b は、点線で示すように I C G 標識抗体を励起する波長帯域のみを透過し、蛍光の波長帯域等の光を遮断する帯域フィルタである。

[0041]

This visible transparency filter 11a is a band filter which permeates the visible-light area which contains red, green, and blue as shown in the spectroscopy permeation characteristic of the continuous line in the diagram 3.

Moreover, infrared light permeation filter 11b permeates only the wavelength band which excites ICG marker antibody as the dotted line shows.

It is the band filter which blocks lights, such as a fluorescent wavelength band.

【0042】

この帯域制限回転フィルタ11
を通過した光は、照明光絞り1
2により光量を調整され、RGB
回転フィルタ13に入射され
る。

[0042]

The light which passed this band-limiting rotating filter 11 is adjusted by the illumination light stop 12 the quantity of light, and it incidents RGB rotating filter 13.

【0043】

RGB回転フィルタ13は、図
4に示すように、フィルタ板を
3等分するようにRフィルタ1
3a、Gフィルタ13b、Bフ
ィルタ13cが配置されてい
る。それぞれのフィルタの分光
透過特性は、図5に示すように、
赤、緑、青の波長領域の光の他
に、ICG誘導体標識抗体を励
起する波長の光も透過する。

[0043]

R filter 13a, G filter 13b, and B filter 13c are configured so that RGB rotating filter 13 may divide the filter board equally into three, as shown in Diagram 4.

The spectroscopy permeation characteristic of each filter also permeates the light of the wavelength which excites ICG derived marker antibody other than the light of red, green, and a blue wavelength area, as shown in diagram 5.

【0044】

通常光観察時には、帯域制限回
転フィルタ11の可視光透過フ
ィルタ11aが光路上に固定さ
れ、RGB回転フィルタ13は
毎秒30回転することにより、
赤、緑、青の光が順次照射され
る（図9参照）。

[0044]

At the time of ordinary-light observation, visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 13 30 times per second, the light of red, green, and blue is sequentially irradiated (diagram 9 reference).

【0045】

蛍光観察時には帯域制限回転フ
ィルタ11の赤外光透過フィル
タ11bが光路上に固定され、
RGB回転フィルタ13は毎秒
30回転することにより、励起
光の波長帯域の赤外光が照射さ
れる（図10参照）。

[0045]

At the time of fluorescent observation, infrared light permeation filter 11b of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 13 30 times per second, the infrared light of the wavelength band of excitation light is irradiated (diagram 10 reference).

【0046】

また、蛍光像と通常光像を同時観察する場合には、RGB回転フィルタ13は毎秒30回転し、帯域制限回転フィルタ11は毎秒90回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、励起光と順次照射される(図11参照)。

【0047】

このときタイミング制御回路34は、RGB回転フィルタ13と帯域制限回転フィルタ11が同期して回転するように制御する。

【0048】

このRGB回転フィルタ13を透過した光は、電子内視鏡2Aのライトガイドファイバ8の入射端に入射され、このライトガイドファイバ8により伝送される。そして、ライトガイドファイバ8の先端面から被検査体19に照射される。電子内視鏡2Aや光源装置3Aの光学系は、全て赤外域にも対応した設計になっている。被検査体19では、照射光が生体組織により吸収、反射されると共に、病巣部からは投与した蛍光物質に起因する蛍光が発せられる。

[0046]

Moreover, in carrying out the simultaneous observation of a fluorescent image and a fluorescent usual light image, it rotates RGB rotating filter 13 30 times per second.

By rotating 90 times per second, the band-limiting rotating filter 11 is sequentially irradiated with red, excitation light, green, excitation light, blue, and excitation light (diagram 11 reference).

[0047]

At this time, the timing-control circuit 34 is controlled so that RGB rotating filter 13 and the band-limiting rotating filter 11 synchronize and rotate.

[0048]

Incidence of the light which passed through this RGB rotating filter 13 is carried out to the incidence end of light-guide fibre 8 of electronic endoscope 2A, and it transmits with this light-guide fibre 8.

And, it is irradiated to the inspection target 19 from the end surface of light-guide fibre 8.

All the optical systems of electronic endoscope 2A or light-source-device 3A are the design also corresponding to the infrared region.

In an inspected target 19, while an irradiation light is absorbed and reflected with an organism tissue, from a lesion part, the fluorescence resulting from the fluorescent material prescribed for the patient is emitted.

【0049】

被検査体19からの反射光と蛍光は、光路上に配置されたフィルタ絞り22、励起光カットフィルタ23を経てCCD21で撮像される。フィルタ絞り22は、図6に示すように同心円状に中心から可視光透過部22a、可視光非透過部22b、遮光部22cから成っており、それぞれの分光透過特性は図7に示すようになっている。

【0050】

可視光非透過部22bは、可視光は透過せず、赤外の蛍光の波長帯域の光は透過する。従って、フィルタ絞り22は、可視光に対しては可視光透過部22aのみが光を透過するので小さい開口量の絞りの役目をし、赤外蛍光に対しては可視光透過部22aと可視光非透過部22bの双方が光を透過するので大きい開口量の絞りの役目をするようになる。

【0051】

そのため、通常光（可視光）観察時には被写体深度が深くシャープな可視光の像がCCD21上に形成され、蛍光観察時には、明るい蛍光の像がCCD21上に形成される。可視光を用いた

[0049]

The reflected light and the fluorescence from an inspected target 19 are recorded by CCD21 through the filter stop 22 configured in the optical path and the excitation-light cut filter 23.

The filter stop 22 has changed to the concentric circle from visible transparency part 22a from the centre, visible-light non-transparency part 22b, and shading part 22c, as shown in Diagram 6.

Each spectroscopy permeation characteristic is shown in Diagram 7.

[0050]

A visible light does not permeate visible-light non-transparency part 22b, but the light of the fluorescent wavelength band besides red permeates.

Therefore, since only visible transparency part 22a permeates a light to visible light, the filter stop 22 serves as the blocking of the small amount of apertures.

Since both visible transparency part 22a and visible-light non-transparency part 22b permeate a light to an infrared fluorescence, the role of the blocking of the large amount of apertures will be carried out.

[0051]

Therefore, at the time of an ordinary-light (visible light) observation, the depth of field is deep, and the image with sharp visible light is formed on CCD21.

At the time of fluorescent observation, a bright fluorescent image is formed on CCD21.

通常光観察時には、生体組織の色や形状から病変部を判別するのでシャープな画像を得る必要があるが、蛍光観察は存在診断であり、病変の有無が画像の明るさとして得られるだけなので、空間分解能の高いシャープな画像を得るよりも、より明るい画像を得ることが必要となり、本実施の形態はこれを満足している。

【0052】

励起光カットフィルタ23はICG誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図8に示すようになっている。

【0053】

従って、CCD21では、RGB回転フィルタ13と帯域制限回転フィルタ11の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光を受光する。CCD21は、図示しないCCD駆動回路によってRGB回転フィルタ13、帯域制限フィルタ11の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ11の回転の有無に応じて毎秒18

At the time of the ordinary-light observation using the visible light, since a disease part is distinguished from the colour and the shape of an organism tissue, a sharp image needs to be obtained.

However, fluorescent observation is used for diagnosis of existence [of disease].

Since the existence of a disease is only obtained as brightness of an image, rather than obtaining the sharp image with high spatial resolving power, it is more necessary obtaining a brighter image, and this embodiment has satisfied this.

[0052]

The excitation-light cut filter 23 interrupts the excitation-light component of ICG derived marker antibody.

It is constituted so that a fluorescent component and a visible-light component may be passed through.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in Diagram 8.

[0053]

Therefore, in CCD21, the light reception of red, green, blue visible light, or the fluorescence besides red is carried out depending on the position of RGB rotating filter 13 and the band-limiting rotating filter 11.

CCD21 is actuated by CCD actuation circuit not illustrated, synchronizing with rotation of RGB rotating filter 13 and the band-limiting filter 11.

The image of 180 frames per second or 90 frames per second is formed depending on the existence of rotation of the band-limiting

0フレームあるいは毎秒90フレームの画像を形成する（図9～図11参照）。

【0054】

CCD 21からの電気信号は、プロセッサ4Aのプリアンプ24に入力され、増幅された後、AGC回路25によりゲインの調整が行われる。その後、信号はA/D変換回路26に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、マルチプレクサ27を介して第1のフレームメモリ28又は第2のフレームメモリ29に記憶される。

【0055】

マルチプレクサ27は、タイミング制御回路34からの制御信号に基づき、帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11aが挿入されているときに撮像された信号は第1のフレームメモリ28に、赤外光透過フィルタ11bが挿入されているときに撮像された信号は第2のフレームメモリ29に信号を切り換えて入力されるようにする。

【0056】

第1、第2のフレームメモリ28、29は、それぞれ図示しない3つのフレームメモリにより

[0054]

The electrical signal from CCD21 is input into the preamplifier 24 of processor 4A.

Adjusting of gain is performed by the AGC circuit 25 after amplifying.

Then, the signal is input into A / D converting circuit 26.

It is converted to a digital signal from an analog signal.

This digital signal is stored by the first frame memory 28 or the 2nd frame memory 29 via multiplexer 27.

[0055]

Multiplexer 27 is based on a control signal from the timing-control circuit 34.

In the first frame memory 28, in which the signal recorded when visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 was inserted, the signal recorded when infrared light permeation filter 11b was inserted switches the signal to the 2nd frame memory 29, and is input.

[0056]

The 1st and 2nd frame memories 28 and 29 are constituted by the three frame memory not respectively illustrated.

構成されており、RGB回転フィルタ13のRフィルタ13a挿入時、Gフィルタ13b挿入時、Bフィルタ13c挿入時のそれぞれの画像が記録される。

【0057】

3つのフレームメモリは同時に読み出されることにより、時系列で送られてくる面順次画像の同時化が行われる。第1、第2のフレームメモリ28、29から出力された信号は画像処理回路30に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路31に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

【0058】

画像表示制御回路31から出力されたデジタル信号は、D/A変換回路32に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ5に出力される。自動調光回路33では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り12を制御する信号を送る。タイミング制御回路34は、RGB回転フィルタ13、帯域制限フィルタ11の回転、CCD駆動、各種映像信号処理の同期をとる。モニタ5上では、帯域制

At the time of R filter 13a insertion of RGB rotating filter 13, at the time of G filter 13b insertion, and at the time of B filter 13c insertion, each image is recorded.

[0057]

By reading out the three frame memory simultaneously, the synchronisation of the sequential image sent in a time series is performed.

The signal output from the 1st and 2nd frame memories 28 and 29 are input into the image-processing circuit 30.

Image processing, such as image enhancement and noise removal, is performed. Furthermore it is input into the image display controlling circuit 31.

The display control for the simultaneous display of a fluorescent image, a usual image, and character information etc. is performed.

[0058]

The digital signal output from the image display controlling circuit 31 is input into D / A converting circuit 32.

conversion is carried out to an analog signal, and it is output to monitor 5.

The signal which controls the illumination light stop 12 is sent in the automatic light-control circuit 33 so that the illumination light of a moderate brightness may be obtained.

The timing-control circuit 34 takes a synchronization of rotation of RGB rotating filter 13 and the band-limiting filter 11, CCD actuation, and various video-signal processes.

限回転フィルタ 11 の位置に応じて通常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。

【0059】

この場合、モニタ 5 の表示面に表示される通常光像は深い被写界深度を有するシャープな画像となり、一方蛍光像は明るい画像となるので、的確な診断する場合に役に立つ。

【0060】

また、本実施の形態では通常光像及び蛍光像を同時に撮像できるので、蛍光像により得られる病変の可能性がある部分を通常光像でさらに確認する場合の位置決め等を簡単に行うことができる等のメリットがある。

【0061】

レーザ治療を行うときには、レーザ光源 6 からレーザ光が発せられる。発せられたレーザ光は、レーザガイド 37 を通じて患部に照射される。レーザ光源 6 は半導体レーザを用いたもので、波長は ICG 誘導体標識抗体の励起波長に合わせてある。

【0062】

従って、レーザ光の照射により蛍光像や通常光像が大きく乱れることはない。また、レーザ光

On monitor 5, a usual light image, a fluorescent image, or both can be simultaneously observed depending on the position of the band-limiting rotating filter 11.

[0059]

In this case, the usual light image displayed by the display surface of a monitor 5 turns into the sharp image which has deep subject depth.

On the one hand, since a fluorescent image turns into a bright image, when performing exacting diagnosing, it is helpful.

[0060]

Moreover, since in this embodiment, a usual light image and a usual fluorescent image can be recorded simultaneously, when the part with the possibility of a disease obtained with a fluorescent image is further confirmed by the usual light image, there is a merit such as being able to locate the position simply.

[0061]

When performing laser treatment, laser light is emitted from laser light source 6, and the emitted laser light is irradiated by the diseased part through the laser guide 37.

A laser light source 6 is a thing using the semiconductor laser, and the wavelength is joined on the excitation wavelength of ICG derived marker antibody.

[0062]

Therefore, a fluorescent image or a usual light image are not greatly confused by irradiation of a laser light.

が ICG 誘導体標識抗体に吸収されるため効率よく患部を治療できる。

【0063】

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプを用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように2つ以上の光源を組み合わせてもよい。

【0064】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。また、励起光カットの機能は CCD 21 の前面に設けるものに限らず、対物レンズ 20 面やフィルタ絞り 22 面に設けるようにしてもよい。

【0065】

また、CCD 21 の位置は電子内視鏡 2A の挿入部 7 の先端部 17 に配置するものに限らず、プロセッサ 4A 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。

【0066】

また、CCD 21 の前面にイメージインテンシファイアを配して、感度を向上させてもよい。

Moreover, since a laser light is absorbed by ICG derived marker antibody, the treatment of the diseased part can be done efficiently.

[0063]

In this embodiment, a single lamp as light-source means for observation was used.

However, the light source more than two may be combined, for example, like the halogen lamp for an ordinary-light observation, the laser for fluorescent-material excitation, or a light emitting diode.

[0064]

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, function of the excitation-light cutting is not restricted to what is provided on the front of CCD21, and it may be provided on objective lense 20 or filter stop 22.

[0065]

Moreover, the position of CCD21 is not restricted to what is configured on the end 17 of the insertion part 7 of electronic endoscope 2A, and may be provided inside processor 4A, and may be made to guide light with an image guide fibre.

It may be located in a camera head detachable from the optical endoscope.

[0066]

Moreover, an image intensifier is situated on the front of CCD21.

Sensitivity may be raised.

また、フレームごとの処理の代わりに、フィールドごとに処理を行ってもよい。

Moreover, it may process for every field instead of the process for every frame.

【 0 0 6 7 】

本実施の形態は以下の効果を有する。絞り部分において蛍光の透過する領域を可視光(通常光)が透過する領域に比べて大きくなる構成にしたので、蛍光が絞り部分を沢山通過でき、蛍光による画像はより明るく、通常光による画像はより深い被写体深度で観察することができるようになる。

[0067]

This embodiment has the following effects.

Since it made the composition which becomes large compared with the area where visible light (ordinary light) permeates the fluorescent area to permeate, in the stop part, the fluorescence can pass through many stop parts.

The image by the fluorescence is more bright.

The image by the ordinary light can be observed now with a deeper depth of field.

【 0 0 6 8 】

(第2の実施の形態) 次に本発明の第2の実施の形態を説明する。

[0068]

(2nd embodiment) The 2nd embodiment of this invention is demonstrated below.

【 0 0 6 9 】

図12ないし図17は、本発明の第2の実施の形態に係り、図12は、内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図13は並列回転フィルタの構成を示す説明図、図14は並列回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図15は液晶絞りの構成を示す説明図、図16は積算処理回路の構成を示す説明図、図17は第2の実施の形態の動作を示す説明図である。

[0069]

Fig. 12 or 17 concerns the 2nd embodiment of this invention.

Diagram 12 is a block diagram showing the entire composition of an endoscope apparatus. Diagram 13 is an explanatory drawing showing the composition of the juxtaposition rotating filter.

Diagram 14 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of the juxtaposition rotating filter.

Diagram 15 is an explanatory drawing showing the composition of a liquid-crystal stop (aperture).

Diagram 16 is an explanatory drawing showing the composition of an integrating processing circuit.

Diagram 17 is an explanatory drawing showing the operation of the 2nd embodiment.

【0070】

本実施の形態の目的は蛍光ではより明るくノイズの少ない画像で観察でき、通常光ではより被写体深度が深くぶれが少ない画像で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。第2の実施の形態は、第1の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付けその説明を省略する。

[0070]

The objective of this embodiment is, by fluorescence, it can be observed by the image brighter and with low noise.

With ordinary light, the depth of field is more deep. It is in providing the fluorescent endoscope apparatus which can be observed by the image with a low blurring.

Since it is composition similar to the first embodiment, the 2nd embodiment is demonstrated focusing on a different point.

The same code is attached to the composition with similar function, and the description is omitted.

【0071】

図12に示す第2の実施の形態の蛍光内視鏡装置1Bは、図1の蛍光内視鏡装置1Aにおいて、電子内視鏡2Aにおけるフィルタ絞り22の代わりに液晶を用いた液晶絞り38を採用した電子内視鏡2Bと、また光源装置3Aから帯域制限フィルタ11を除去し、RGB回転フィルタ13の代わりに透過波長を制限する並列回転フィルタ39を用いた光源装置3Bと、プロセッサ4Aにおける第1のフレームメモリ28及び第2のフレ

[0071]

Fluorescent endoscope apparatus 1B of the 2nd embodiment shown in diagram 12, in fluorescent endoscope apparatus 1A in the diagram 1, the band-limiting filter 11 is again removed from light-source-device 3A with electronic endoscope 2B which adopted the liquid-crystal stop 38 which used the liquid crystal instead of the filter stop 22 in electronic endoscope 2A.

Light-source-device 3B using the juxtaposition rotating filter 39 which limits penetrated-wave length instead of RGB rotating filter 13, memory 41a for R, memory 41b for G, and memory 41c for B instead of the first frame memory 28 in

ームメモリ 29 の代わりに R 用メモリ 41 a, G 用メモリ 41 b, B 用メモリ 41 c と、3 つの積算処理回路 42 とを設けたプロセッサ 4 B とを用いている。

processor 4A, and the 2nd frame memory 29. Processor 4B which provided the three integrating processing circuit 42. These are used.

【0072】

光源装置 3 B における並列回転フィルタ 39 はモータ 40 により回転駆動され、このモータ 40 はタイミング制御回路 34 により回転速度が一定となるように制御される。この並列回転フィルタ 39 は図 13 に示すように外周側には R、G、B フィルタ 39 a、39 b、39 c、内周側には 3 つの IR フィルタ 39 d が分けて設けている。この並列回転フィルタ 39 は回転軸と直交する方向に移動可能（図 12 では上下方向）であり、通常観察時には光路中に外側の R、G、B フィルタ 39 a、39 b、39 c が介装され、蛍光観察時には内側の IR フィルタ 39 d が介装される。

[0072]

Rotation actuation of the juxtaposition rotating filter 39 in light-source-device 3B is carried out by the motor 40.

This motor 40 is controlled so that the rotational speed is fixed by the timing-control circuit 34.

This juxtaposition rotating filter 39 is R, G, and B filter 39a, 39b, 39c on the periphery side, as shown in Diagram 13, and three IR filter 39d are divided and provided on the internal-circumference side.

This juxtaposition rotating filter 39 is movable perpendicular to the rotation axis (diagram 12 up-down direction).

Then, at the time of usual observation, outside R, G, and the B filters 39a, 39b, and 39c are situated in the optical path, and inside IR filter 39d is situated at the time of fluorescent observation.

【0073】

これら R、G、B フィルタ 39 a、39 b、39 c 及び IR フィルタ 39 d の透過特性を図 14 に示す。R、G、B フィルタ 39 a、39 b、39 c はそれぞれ赤、緑、青の波長成分を透過し、IR フィルタ 39 d は、

[0073]

For these R and G, and B filters 39a, 39b, and 39c, and iR filter 39d, permeation characteristic are shown in diagram 14.

R, G, and the B filters 39a, 39b, and 39c respectively permeate red, green, and the blue wavelength component.

IR filter 39d, it has the characteristic which

ICG誘導体標識抗体の励起光成分を透過する特性を有する。 permeates the excitation-light component of ICG derived marker antibody.

【0074】

電子内視鏡2Bにおける対物レンズ20とCCD21との間の光路中に配置され、通過光量を制限する液晶絞り38は、図15に示すように同心円状に3つの部分に分かれて形成されている。

[0074]

Configured in the optical path between the objective lenses 20 and CCDs21 in electronic endoscope 2B, it is divided into a three part and the liquid-crystal stop 38 which limits the amount of transmitted lights is formed on the concentric circle, as shown in diagram 15.

【0075】

つまり、図15に示すように同心円状に中心から開口部38a、液晶板38b、遮光部38cで構成されており、液晶板38bへの印加電圧はタイミング制御回路34によって制御される。

[0075]

As shown in Diagram 15 in other words, from the centre of the concentric circle, it consists of opening 38a, liquid-crystal board 38b, and shading part 38c.

The applied voltage to liquid-crystal board 38b is controlled by the timing-control circuit 34.

【0076】

液晶板38bは、電圧を印加した状態では光を通さず、電圧を印加しない状態では光を透過するという性質を有する。従って、電圧印加時には絞りは小さくなり、被写体深度が深く、シャープな像がCCD21上に形成される。また、電圧を印加しない状態では絞りは大きくなり、明るい像がCCD21上に形成される。

[0076]

Liquid-crystal board 38b does not pass through light where the voltage is impressed, and in the state where a voltage is not impressed, it has the characteristic that light is passed through.

Therefore, the stop becomes small at the time of voltage impression, the depth of field is deep, and a sharp image is formed on CCD21.

Moreover, in the state where a voltage is not impressed, the stop becomes large, and a bright image is formed on CCD21.

【0077】

プロセッサ4Bは、図1と同様

[0077]

Processor 4B has a preamplifier 24, the AGC

にプリアンプ 24、A/G 回路 25、A/D 変換回路 26、マルチプレクサ回路 27 を有し、このマルチプレクサ回路 27 で選択された信号は R 用メモリ R 41a、G 用メモリ G 41b、B 用メモリ B 41c に入力される。

circuit 25, A / D converting circuit 26; and the multiplexer circuit 27 like Diagram 1. The signal chosen in this multiplexer circuit 27 is input into memory R41a for R, memory G41b for G, and memory B41c for B.

【0078】

また、R 用メモリ R 41a、G 用メモリ G 41b、B 用メモリ B 41c の出力信号はそれぞれ積算処理回路 42 を経て画像処理回路 30 に入力され、この画像処理回路 30 の出力は図 1 と同様に画像表示制御回路 31、D/A 変換回路 32 を経てモニタ 5 に出力される。

[0078]

Moreover, the output signal of memory R41a for R, memory G41b for G, and memory B41c for B is respectively input into the image-processing circuit 30 through the integrating processing circuit 42.

The output of this image-processing circuit 30 is output to a monitor 5 through the image display controlling circuit 31, and D / A converting circuit 32 like in diagram 1.

【0079】

また、このプロセッサ 4B は自動調光回路 33、蛍光内視鏡装置 1B 全体の同期をとり、並列回転フィルタ 39 の回転や液晶絞り 38 や積算処理回路 42 を制御するタイミング制御回路 34 を備えている。

[0079]

Moreover, this processor 4B achieves the entire synchronization of the automatic light-control circuit 33 and fluorescent endoscope apparatus 1B.

It has the timing-control circuit 34 which controls rotation of the juxtaposition rotating filter 39, the liquid-crystal stop 38, and the integrating processing circuit 42.

【0080】

この積算処理回路 42 は、図 16 に示すように、係数の書き換えが可能な 2 つの乗算器 43、46 と、加算器 44 とフレームメモリ 45 により構成される。

[0080]

This integrating processing circuit 42 is constituted by the multipliers 43 and 46, the adder 44 and the frame memory 45 of the two which can rewrite the coefficients as shown in diagram 16.

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源 6 とレーザ光を導くレーザガイド 37 が設けられている。

Moreover, the laser guide 37 which guides the laser light source 6 and the laser light which generate the laser light for laser treatments is provided.

【0081】

次に、このように構成されている蛍光内視鏡装置 1B の動作について説明する。被検査体 19 の体内には、予めインドシアニンググリーン (ICG) 誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

[0081]

Next, the operation of fluorescent endoscope apparatus 1B constituted in this way is demonstrated.

The inside of the body of an inspected target 19 is beforehand medicated with the fluorescent material which has affinity to lesion parts, such as cancer, such as an indocyanine-green (ICG) derivative marker antibody.

【0082】

光源装置 3B のランプ 10 からは、可視光領域、及び ICG 誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ 10 から放射された光は、照明光絞リ 12 により光量が調整され、並列回転フィルタ 39 を透過する。

[0082]

From the lamp 10 of light-source-device 3B, the light of a visible-light area and the wavelength band containing the excitation wavelength of ICG derived marker antibody is radiated.

As for the light radiated from the lamp 10, the quantity of light is adjusted by the illumination light stop 12, and the juxtaposition rotating filter 39 is passed through.

【0083】

この並列回転フィルタ 39 を透過した光は、電子内視鏡 2B のライトガイドファイバ 8 の入射端に入射される。並列回転フィルタ 39 は、図 13 に示すように外周には可視光領域の赤、緑、青の光を透過する R フィルタ 39a、G フィルタ 39b、B フィルタ 39c が配置されており、内周には赤外領域の光を透

[0083]

Incidence of the light which passed through this juxtaposition rotating filter 39 is carried out to the incidence end of light-guide fibre 8 of electronic endoscope 2B.

As shown in Diagram 13, as for the juxtaposition rotating filter 39, R filter 39a, G filter 39b, and B filter 39c which permeates to the periphery the light of red, the green and the blue of the visible-light area are configured.

IR filter 39d which permeates the light of the

過する I R フィルタ 3 9 d が配置されている。

infrared region is configured on the internal circumference.

【 0 0 8 4 】

それぞれのフィルタの透過特性は、図 1 4 に示すようになっており、I R フィルタ 3 9 d は、I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を透過する。この並列回転フィルタ 3 9 は、動作時には毎秒 3 0 回転で回転する。また、並列回転フィルタ 3 9 は回転軸と垂直方向に移動可能に設置されており、通常光観察時には外周の R、G、B フィルタ 3 9 a、3 9 b、3 9 c が照明光路上に挿入されることにより、赤、緑、青の光が順次被写体に照射され、蛍光観察時には内周の I R フィルタ 3 9 d が照明光路上に挿入されることにより、励起光の波長帯域の赤外光が照射される。

[0084]

The permeation characteristic of each filter is shown in Diagram 14.

By IR filter 39d, the excitation-light component of ICG derived marker antibody is passed through.

This juxtaposition rotating filter 39 is rotated by 30 rotation per second at the time of operation.

Moreover, the juxtaposition rotating filter 39 is installed movably perpendicular to the rotation axis.

At the time of an ordinary-light observation, the light of red, green, and blue are sequentially irradiated by the photographed object by inserting the periphery R, G, and B filters 39a, 39b, and 39c into the optical path.

At the time of fluorescent observation, the infrared light of the wavelength band of excitation light is irradiated by inserting IR filter 39d of an internal circumference on an optical path.

【 0 0 8 5 】

被検査体 1 9 からの反射光と蛍光は、液晶絞り 3 8、励起光カットフィルタ 2 3 を経て C C D 2 1 で撮像される。液晶絞り 3 8 は、図 1 5 に示すように同心円状に中心から開口部 3 8 a、液晶板 3 8 b、遮光部 3 8 c で構成されており、液晶板 3 8 b への印加電圧はタイミング制御

[0085]

The reflected light and the fluorescence from an inspected target 19 are recorded by CCD21 through the liquid-crystal stop 38 and the excitation-light cut filter 23.

The liquid-crystal stop 38 is constituted from a centre by the concentric circle by opening 38a, liquid-crystal board 38b, and shading part 38c, as shown in Diagram 15.

The applied voltage to liquid-crystal board

回路 3 4 によって制御される。液晶板 3 8 b は、電圧を印加した状態では光を通さず、電圧を印加しない状態では光を透過するという性質を有する。

38b is controlled by the timing-control circuit 34.

Liquid-crystal board 38b does not pass through light where the voltage is impressed, and in the state where a voltage is not impressed, it has the characteristic that light is passed through.

【 0 0 8 6 】

そして、図 1 7 に示すように、通常観察時には電圧が印加されて絞りは小さくなり、被写体深度が深くシャープな像が C C D 2 1 上に形成される。また、蛍光観察時には電圧が印加されない状態で絞りは大きくなり、明るい像が C C D 2 1 上に形成される。

[0086]

And, as shown in Diagram 17, a voltage is impressed at the time of usual observation, and the stop (aperture) becomes small.

With a depth of field deep, a sharp image is formed on CCD21.

Moreover, at the time of fluorescent observation, the stop becomes large in the state where the voltage is not impressed, and a bright image is formed on CCD21.

【 0 0 8 7 】

励起光カットフィルタ 2 3 は I C G 誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図 8 に示すようになっている。

[0087]

The excitation-light cut filter 23 interrupts the excitation-light component of ICG derived marker antibody.

It is constituted so that a fluorescent component and a visible-light component may be passed through.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in Diagram 8.

【 0 0 8 8 】

従って、C C D 2 1 では、並列回転フィルタ 3 9 の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光が受光される。C C D 2 1 は、図示しない C C D 駆動回路によって並列回転フィルタ 3 9 の回転に同期して駆

[0088]

Therefore, in CCD21, the light reception of red, green, blue visible light, or the infrared fluorescence occurs depending on the position of the juxtaposition rotating filter 39.

CCD21 is actuated by CCD actuation circuit not illustrated, synchronizing with rotation of the juxtaposition rotating filter 39.

動され、通常光観察時には毎秒 90 フレーム、蛍光観察時には毎秒 30 フレームの画像を形成する (図 17 参照)。また、蛍光観察時には通常光観察時に比べて CCD 21 の露光時間を長く (図 17 では 3 倍) して、より明るい画像が得られるようにしている。

【0089】

CCD 21 からの電気信号は、プロセッサ 4 B のプリアンプ 24 に入力され、増幅された後、AGC 回路 25 によりゲインの調整が行われる。その後、信号は A/D 変換回路 26 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル信号は、マルチプレクサ 27 を介して 3 つのフレームメモリ、R 用メモリ R 41 a、G 用メモリ G 41 b、B 用メモリ B 41 c に記憶される。

【0090】

マルチプレクサ 27 は、タイミング制御回路 34 からの制御信号に基づき、並列回転フィルタ 39 の R フィルタ 39 a 挿入時には R 用メモリ R 41 a に、G フィルタ 39 b 又は IR フィルタ 39 d 挿入時には G 用メモリ G 41 b に、B フィルタ 39 c 挿入時には B 用メモリ B 41 c に信号を切り替えて入力する。

At the time of an ordinary-light observation, it is 90 frames per second, and the image of 30 frames per second is formed at the time of fluorescent observation (diagram 17 reference). Moreover, at the time of fluorescent observation, the exposure time of CCD21 is long (diagram 17 triple) compared with the time of ordinary-light observation, and the brighter image is obtained.

[0089]

The electrical signal from CCD21 is input into the preamplifier 24 of processor 4B.

Adjusting of gain is performed by the AGC circuit 25 after amplifying.

Then, the signal is input into A / D converting circuit 26.

It is converted to a digital signal from an analog signal.

A digital signal is stored by the three frame memories, memory R41a for R, memory G41b for G and memory B41c for B via multiplexer 27.

[0090]

Multiplexer 27 is based on a control signal from the timing-control circuit 34.

At the time of R filter 39a insertion of the juxtaposition rotating filter 39, it is memory R41a for R, for G filter 39b or IR filter 39d time of insertion, it is memory G41b for G, and at the time of B filter 39c insertion, the signal is changed and input into memory B41c for B.

【0091】

3つのフレームメモリ41a、41b、41cの画像信号データは同時に読み出されることにより、時系列で送られてくる面順次画像の同時化が行われる。各フレームメモリ41a、41b、41cから出力されるデジタル信号は、積算処理回路42によりノイズの除去と増幅が行われる。

[0091]

The synchronisation of the surface sequential image sent by time series is performed by reading out the image-signal data of the three frame memories 41a, 41b, and 41c simultaneously.

As for the digital signal output from each frame memories 41a, 41b, and 41c, noise removal and amplification are performed by the integrating processing circuit 42.

【0092】

積算処理回路42は、図16に示す巡回型フィルタの構成をしており、入力された画像信号は、乗算器43により $m(1-a)$ 倍にされた後、加算器44に入力され、 a 倍にする乗算器46の出力と加算される。この加算器44の出力は、フレームメモリ45に入力されると共に、画像処理回路30に入力される。

[0092]

The integrating processing circuit 42 is constituting the recursive filter shown in Diagram 16.

After the input image signal is $m(1-a)$ times doubled by the multiplier 43, it is input into an adder 44, and it is added with the output of multiplier 46 made a times.

While the output of this adder 44 is input into a frame memory 45, it is input into the image-processing circuit 30.

【0093】

フレームメモリ45では、1フレーム分画像を遅延させて出力する。2つの乗算器43、46の係数はタイミング制御回路34から出力される係数書き換え信号により書き換えることができる。

[0093]

For 1 frame, the image is delayed in a frame memory 45 and output by it.

Coefficient of the 2 multipliers 43 and 46 can be rewritten with the coefficient rewriting signal output from the timing-control circuit 34.

【0094】

この巡回型フィルタにおいて、

[0094]

In this recursive filter, coefficient m expresses

係数 m は増幅率を表し係数 m が大きいほど明るい画像が得られる。また、係数 a を大きくすると残像効果が大きくなり、画像のノイズは低減される。

【0095】

本実施の形態では図17に示すように通常観察時には係数 m を1、蛍光観察時には2にして、蛍光の場合にはより明るい画像が得られるように設定している。また、係数 a は通常観察時には0.1、蛍光観察時には0.5にして、蛍光の場合にはよりノイズを軽減するようにしている。なお、乗算器43には、乗算結果のオーバーフロー防止のためのクリップ回路が組み込まれている。

【0096】

積算処理回路42から出力された信号は画像処理回路30に入力され、画像強調等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路31に入力され、文字情報の表示のための表示制御等が行われる。画像表示制御回路31から出力されたデジタル信号は、D/A変換回路32に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ5に出力される。

gain and a bright image is obtained when the coefficient m is large.

Moreover, if coefficient a is enlarged, the residual-image effect will become large, and the noise of the image is reduced.

[0095]

As this embodiment shows to Diagram 17, at the time of a usual observation, it is coefficient $m = 1$, while it is $=2$ at the time of fluorescent observation.

In a fluorescent case, it is set up so that a brighter image may be obtained.

Moreover, coefficient a at the time of usual observation is 0.1, and 0.5 at the time of fluorescent observation.

In a fluorescent case, it is made to reduce noise more.

In addition, the clip circuit for preventing overflow of the multiplication result is included in the multiplier 43.

[0096]

The signal output from the integrating processing circuit 42 is input into the image-processing circuit 30.

Image processing, such as image enhancement, are performed.

Furthermore it is input into the image display controlling circuit 31.

The display control for the display of character information etc. is performed.

The digital signal output from the image display controlling circuit 31 is input into D / A converting circuit 32.

conversion is carried out to an analog signal,

and it is output to a monitor 5.

【0097】

自動調光回路 33 では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り 12 を制御する信号を送る。タイミング制御回路 34 は、並列回転フィルタ 39 の回転、CCD 駆動、各種映像信号処理の同期をとると共に、並列回転フィルタ 39 のフィルタの可視・赤外切り替えに応じて、液晶絞り 38 の印加電圧と、乗算器 43、46 の係数を制御している。

[0097]

The signal which controls the illumination light stop 12 is sent in the automatic light-control circuit 33 so that the illumination light of a moderate brightness may be obtained.

For timing-control circuit 34, while synchronising rotation of the juxtaposition rotating filter 39, CCD actuation, and various video-signal processes, the applied voltage of the liquid-crystal stop 38 and coefficient of multipliers 43 and 46 are controlled depending on the visual / infrared switching of the filter of the juxtaposition rotating filter 39.

【0098】

可視光による通常光観察時には、液晶絞り 38 に対しては電圧を印加して、絞りを小さくすることにより、被写体深度が深く、シャープな像を得る。また、乗算器 43、46 の係数としては、 $m=1$ 、 $a=0.1$ のように、速い動きに対してもぶれが少ない係数が代入される。

[0098]

At the time of ordinary-light observation by visible light, a voltage is input to the liquid-crystal stop 38.

By making the stop small, the depth of field is deep, and a sharp image is obtained.

Moreover, as coefficient of multipliers 43 and 46, coefficient with low blurring is substituted also for quick motion like $m=1$ and $a=0.1$.

【0099】

赤外光による蛍光観察時には、液晶絞り 38 に対しては電圧を印可せず、絞りを大きくすることにより、明るい像を得る。また、乗算器 43、46 の係数としては、 $m=2$ 、 $a=0.5$ のように、ノイズ低減効果が大きく増幅効果のある係数が代入さ

[0099]

At the time of the fluorescent observation by the infrared light, a voltage is not provided on the liquid-crystal stop 38, and a bright image is obtained by enlarging the stop.

Moreover, as coefficient of multipliers 43 and 46, coefficient in which an amplification effect has a noise reduction effect greatly is substituted, such as $m=2$ and $a=0.5$.

れる。モニタ 5 上では、並列回転フィルタ 39 の位置に応じて通常光像、又は蛍光像を観察することができる。

【0100】

本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプを用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。また、CCD 21 の位置は挿入部 7 の先端部 17 に配置するものに限らず、プロセッサ 4B 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。また、CCD 21 の前面にイメージインテンシファイアを配して、感度を向上させてもよい。

【0101】

また、用いる絞りは液晶によるものに限らず、形状記憶合金を用いたものであってもよいし、機械的に遮光部材を出し入れするものであってもよい。

On a monitor 5, a usual light image or a fluorescent image can be observed depending on the position of the juxtaposition rotating filter 39.

[0100]

In this embodiment, a single lamp as light-source means for observation was used.

However, the light source more than two may be combined, for example, like the halogen lamp for an ordinary-light observation, the laser for fluorescent-material excitation, or a light emitting diode.

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, the position of CCD21 is not restricted to what is configured on end 17 of insertion part 7, and can be provided on the inside of processor 4B, and may be made to guide the light with an image guide fibre.

It may be located in a camera head detachable from the optical endoscope.

Moreover, an image intensifier is situated on the front of CCD21.

Sensitivity may be raised.

[0101]

Moreover, the stop to use may not be restricted to that based on a liquid crystal, and may use a shape memory alloy.

A shading member may be withdrawn in and out mechanically.

【0102】

本実施の形態は以下の効果を有する。蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて絞りを制御する構成にしたので、蛍光観察時にはより明るい画像で、通常光観察時にはより深い被写体深度の画像で観察することができる。

[0102]

This embodiment has the following effects.

Since it made the composition which controls a stop depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, it is a brighter image at the time of fluorescent observation, and at the time of an ordinary-light observation, it can be observed by the image of a deeper depth of field.

【0103】

また、蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて巡回型フィルタの係数を変更する構成にしたので、蛍光は少ないノイズで、通常光は速い動きに対応して観察することができる。

[0103]

Moreover, since it made the composition which alters coefficient of the recursive filter depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, with fluorescence, at low noise it can be observed an ordinary light corresponding to a quick motion.

【0104】

また、蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて、CCD21の露光時間を変更する構成にしたので、微弱な蛍光をより明るく観察することができる。

[0104]

Moreover, since it made to the composition which alters the exposure time of CCD21, depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, feeble fluorescence can be observed more brightly.

【0105】

(第3の実施の形態) 次に第3の実施の形態を説明する。図18ないし図21は、本発明の第3の実施の形態に係り、図18は、第3の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図19は通常光観察

[0105]

(Third embodiment) The third embodiment is demonstrated below.

Fig. 18 or 21 concern the third embodiment of this invention.

Diagram 18 is a block diagram showing the entire composition of the fluorescent endoscope apparatus of the third embodiment.

時の動作を示す説明図、図 2 0 は蛍光観察時の動作を示す説明図、図 2 1 は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。

Diagram 19 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light observation.

Diagram 20 is an explanatory drawing showing the operation at the time of fluorescent observation.

Diagram 21 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light * fluorescence simultaneous observation.

【0106】

本実施の形態の目的は蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。本実施の形態は、第 1 の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付け、その説明は省略する。

[0106]

The objective of this embodiment is that the fluorescent endoscope apparatus which can be observed both a fluorescence and an ordinary light with suitable brightness is provided.

Since it is a composition similar to the first embodiment, this embodiment is demonstrated focusing on the different points.

The same symbol is attached to the element with similar function, and its description is omitted.

【0107】

第 3 の実施の蛍光内視鏡装置 1 C は、図 1 の蛍光内視鏡装置 1 A において、電子内視鏡 1 A おける CCD 2 1 の代わりに内部で増幅率が可変な CCD 5 1 を採用し、かつフィルタ絞り 2 2 の代わりに通過光量を制限する絞り 5 2 を採用した電子内視鏡 2 C と、光源装置 3 A においてランプ 1 0 の発光を制御するランプ発光制御回路 5 3 を設けた光源装置 3 C と、プロセッサ 4

[0107]

For fluorescent endoscope apparatus 1C of 3rd embodiment, in the fluorescent endoscope apparatus 1A in the diagram 1 Instead of CCD21 in electronic endoscope 1A, CCD51 with variable gain is adopted inside.

And instead of stop filter 22, electronic endoscope 2C which adopted the stop 52 which limits the amount of transmitted lights, light-source-device 3C which provided the lamp light-emission controlling circuit 53 which controls a light emission of a lamp 10 in light-source-device 3A, it has processor 4C which

AにおいてCCD51を制御するCCD駆動回路54を設けたプロセッサ4Cを有する。

provided CCD actuation circuit 54 which controls CCD51 in processor 4A.

【0108】

光源装置3Cは図1と同様に光を放射するランプ10と、照明光路上に設けられ透過波長を制限する帯域制限回転フィルタ11と、光量を制限する照明光絞り12と透過波長を制限するRGB回転フィルタ13と、コンデンサレンズ14とを有し、さらにランプ10の発光を制御するランプ発光制御回路53を備えている。

[0108]

For light-source-device 3C like in diagram 1, the lamp 10 which radiates a light, the band-limiting rotating filter 11 which is provided on an optical path and limits penetrated-wave length, the illumination light stop 12 which limits a quantity of light, and RGB rotating filter 13 which limits penetrated-wave length, and condenser lens 14 It has these components.

Furthermore it has the lamp light-emission controlling circuit 53 which controls light emission of lamp 10.

【0109】

帯域制限回転フィルタ11は図2で示したように、可視光透過フィルタ11aと赤外光透過フィルタ11bによって2分されている。RGB回転フィルタ13は、図4で示したようにR、G、Bフィルタ13a、13b、13cに3分されている。

[0109]

The band-limiting rotating filter 11 is divided into two by visible transparency filter 11a and infrared light permeation filter 11b, as diagram 2 showed.

Diagram 4 showed RGB rotating filter 13. It is divided into R, G, B filters 13a, 13b, and 13c.

【0110】

また、電子内視鏡2Cは、照明光を伝送するライトガイドファイバ8と、この先端面に対向して配置された照明レンズ18と、通過光量を制限する絞り52と、励起光を除去する励起光カットフィルタ23と、内部で増幅率が可変なCCD51とを

[0110]

Moreover, for electronic endoscope 2C, light-guide fibre 8 which transmits an illumination light, and the illumination lens 18 which opposes this end surface and has been configured, the stop 52 which limits the amount of transmitted lights, the excitation-light cut filter 23 from which excitation light is removed, CCD51 with gain variable inside. It has these

有する。

components.

【0111】

また、プロセッサ4Cは、プリアンプ24、AGC回路25、A/D変換回路26、マルチプレクサ回路27、第1のフレームメモリ28、第2のフレームメモリ29、画像強調などの処理をする画像処理回路30、画像表示制御回路31、D/A変換回路32、照明光絞リ12を制御する自動調光回路33、蛍光内視鏡装置1C全体の同期をとるタイミング制御回路34、CCD51を制御するCCD駆動回路54を備えている。

[0111]

Moreover, processor 4C, a preamplifier 24, the AGC circuit 25, a / D converting circuit 26, multiplexer circuit 27, first frame memory 28, 2nd frame memory 29, the image-processing circuit 30 which processes an image enhancement etc., image display controlling circuit 31, d / A converting circuit 32, the automatic light-control circuit 33 which controls the illumination light stop 12, the timing-control circuit 34 which maintains the entire synchronization of fluorescent endoscope apparatus 1C, cCD actuation circuit 54 which controls CCD51.

It has these components.

【0112】

また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源6とレーザ光を導くレーザガイド37が設けられている。

[0112]

Moreover, the laser guide 37 which guides the laser light source 6 and the laser light which generate the laser light for laser treatments is provided.

【0113】

次に、このように構成されている内視鏡装置1Cの動作について説明する。被検査体19の体内には、予めインドシアニングリーン(ICG)誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

[0113]

Next, operation of endoscope apparatus 1C constituted in this way is demonstrated.

The inside of the body of an inspected target 19 is beforehand medicated with the fluorescent material which has affinity to lesion parts, such as cancer, such as an indocyanine-green (ICG) derivative marker antibody.

The inside of the body of an inspected target 19 is beforehand medicated with the fluorescent material which has affinity to lesion parts, such as cancer, such as an indocyanine-

green (ICG) derivative marker antibody.

【0114】

光源装置3Cのランプ10からは、可視光領域、及びICG誘導体標識抗体の励起波長を含む波長帯域の光が放射される。ランプ10から放射された光は帯域制限回転フィルタ11、照明光絞り12を通過し、RGB回転フィルタ13を透過する。RGB回転フィルタ13を透過した光は、電子内視鏡2Cのライトガイドファイバ8に入射される。

[0114]

From the lamp 10 of light-source-device 3C, the light of a visible-light area and the wavelength band containing the excitation wavelength of ICG derived marker antibody is radiated.

The light radiated from the lamp 10 passes the band-limiting rotating filter 11 and the illumination light stop 12.

RGB rotating filter 13 is passed through, and incidence of the light which passed through RGB rotating filter 13 is carried out to light-guide fibre 8 of electronic endoscope 2C.

【0115】

帯域制限回転フィルタ11は、図2に示す構成をしており、その分光透過特性は図3に示すようになっている。RGB回転フィルタ13は、図4に示す構成をしており、その分光透過特性は、図5に示すようになっている。

[0115]

The band-limiting rotating filter 11 has composition shown in Diagram 2.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in diagram 3.

RGB rotating filter 13 has composition shown in Diagram 4.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in diagram 5.

【0116】

通常光観察時には、図19に示すようにランプ発光制御回路53は例えば18Aのランプ電流をパルス状に供給し、ランプ10はRGB回転フィルタ13の回転に同期して発光する。

[0116]

At the time of an ordinary-light observation, as shown in Diagram 19, the lamp light-emission controlling circuit 53 supplies the lamp electricity of 18A in the shape of a pulse, for example.

A lamp 10 emits light synchronizing with rotation of RGB rotating filter 13.

【0117】

[0117]

また、帯域制限回転フィルタ 11 の可視光透過フィルタ 11a が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転することにより、赤、緑、青の光が順次照射される（図 19 参照）。

【0118】

蛍光観察時には、ランプ発光制御回路 53 は図 20 に示すように 21A の電流をパルス状に供給し、ランプ 10 は RGB 回転フィルタ 13 の回転に同期して発光する。

【0119】

また、帯域制限回転フィルタ 11 の赤外光透過フィルタ 11b が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転することにより、励起光の波長帯域の赤外光が照射される（図 20 参照）。

【0120】

蛍光像・通常光像同時観察時には、図 21 に示すようにランプ発光制御回路 53 は帯域制限回転フィルタ 11 の位置に応じて 21A 又は 18A の電流をパルス状に供給し、ランプ 10 は RGB 回転フィルタ 13 の回転に同期して発光する。この RGB 回転フィルタ 13 は毎秒 30 回転し、帯域制限回転フィルタ 1

Moreover, visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 13 30 times per second, the light of red, green, and blue is sequentially irradiated (diagram 19 reference).

[0118]

At the time of fluorescent observation, the lamp light-emission controlling circuit 53 supplies electricity of 21A in the shape of a pulse, as shown in diagram 20.

A lamp 10 emits light synchronizing with rotation of RGB rotating filter 13.

[0119]

Moreover, infrared light permeation filter 11b of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 13 30 times per second, the infrared light of the wavelength band of excitation light is irradiated (diagram 20 reference).

[0120]

At the time of a fluorescent image * ordinary-light image simultaneous observation, as shown in diagram 21, the lamp light-emission controlling circuit 53 supplies electricity of 21A or 18A in the shape of a pulse depending on the position of the band-limiting rotating filter 11.

A lamp 10 emits light synchronizing with rotation of RGB rotating filter 13.

This RGB rotating filter 13 is rotated 30 times per second.

1は毎秒90回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、励起光と順次照射される(図2.1参照)。

By rotating 90 times per second, the band-limiting rotating filter 11 is sequentially irradiated with red, excitation light, green, excitation light, blue, and excitation light (diagram 21 reference).

【0121】

このときタイミング制御回路34は、RGB回転フィルタ13と帯域制限回転フィルタ11が同期して回転するように制御すると共に、ランプ発光制御回路53が帯域制限回転フィルタ11の切り替えに応じて所定の電流をランプに供給するように制御する。

[0121]

At this time, the timing-control circuit 34 is controlled so that the lamp light-emission controlling circuit 53 supplies a predetermined electricity to a lamp depending on the switching of the band-limiting rotating filter 11 while controlling so that RGB rotating filter 13 and the band-limiting rotating filter 11 synchronize and rotate.

【0122】

このように、蛍光観察時には通常光観察時に比べて高いランプ電流を供給することにより、蛍光の発光強度を増すことができ、明るい蛍光像を得ることができる。

[0122]

Thus, at the time of fluorescent observation, fluorescent light-emission strength can be increased by supplying a high lamp electricity compared with the time of ordinary-light observation, and a bright fluorescent image can be obtained.

【0123】

被検査体19からの反射光と蛍光は、光量を制限する絞り52、励起光カットフィルタ23を経てCCD51で撮像される。励起光カットフィルタ23はICG誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図8に示すようになっている。従っ

[0123]

The reflected light and the fluorescence from an inspected target 19 are recorded by CCD51 through the stop 52 which limits the quantity of light, and the excitation-light cut filter 23.

The excitation-light cut filter 23 interrupts the excitation-light component of ICG derived marker antibody.

It is constituted so that a fluorescent component and a visible-light component may be passed through.

て、CCD51では、RGB回転フィルタ13と帯域制限回転フィルタ11の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、あるいは赤外の蛍光を受光する。

The spectroscopy permeation characteristic is shown in Diagram 8.

Therefore, in CCD51, the light reception of red, green, a blue visible light, or the fluorescence besides red is carried out depending on the position of RGB rotating filter 13 and the band-limiting rotating filter 11.

【0124】

本実施の形態で用いられるCCD51は、アバランシェ効果を利用してCCD51内部で高い増幅率を得ることができ、その増幅率は転送クロックの振幅により制御される。増幅がCCD51内部で行われるので外部からのノイズの影響が少なく、転送クロックの振幅を大きくして増幅率を高くすることにより、微弱な光でも明るく観察することができる。

[0124]

CCD51 used by this embodiment can obtain high gain in CCD51 inside using an avalanche effect, and the gain is controlled by the amplitude of the transmission clock.

Since amplification is performed in CCD51 inside, the influence of external noise is low. By enlarging the amplitude of the transmission clock and making gain high, feeble light can also be observed brightly.

【0125】

CCD51は、CCD駆動回路54によって回転フィルタ11、13の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ11の回転の有無に応じて毎秒180フレームあるいは毎秒90フレームの画像を形成する。帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11a挿入（通常光観察時）時には、CCD駆動回路54は転送クロックの振幅を小さくして、CCD51での増幅率を低くする（図19、

[0125]

CCD51 is actuated by CCD actuation circuit 54 synchronizing with rotation of the rotation filters 11 and 13.

The image of 180 frames per second or 90 frames per second is formed depending on the existence of rotation of the band-limiting rotating filter 11.

At the time of visible transparency filter 11a insertion (at the time of ordinary-light observation) of the band-limiting rotating filter 11, CCD actuation circuit 54 makes the amplitude of the transmission clock small, and gain in CCD51 is made low (diagram 19 and

図 2 1 参照)。

diagram 21 reference).

【 0 1 2 6 】

通常光による観察では比較的明るい画像が得られるので、低い増幅率で差し支えない。赤外光透過フィルタ 1 1 b 挿入 (蛍光観察) 時には、転送クロックの振幅を大きくして CCD 5 1 での増幅率を高くする (図 2 0、図 2 1 参照)。増幅率を高くすることにより、微弱な蛍光も十分な明るさで観察することができる。

[0126]

Since a comparatively bright image is obtained in the observation by the ordinary light, it does not interfere by low gain.

At the time of infrared light permeation filter 11b insertion (fluorescent observation), the amplitude of the transmission clock is enlarged and gain in CCD51 is made high (diagram 20 and diagram 21 reference).

By making gain high, it can be observed with brightness sufficiently also with feeble fluorescence.

【 0 1 2 7 】

CCD 5 1 からの電気信号は、プロセッサ 4 C のプリアンプ 2 4 に入力されて増幅され、AGC 回路 2 5 によりゲインの調整が行われる。その後、信号は A / D 変換回路 2 6 に入力され、アナログ信号からデジタル信号に変換される。

[0127]

The electrical signal from CCD51 is input into the preamplifier 24 of processor 4C, and is amplified.

Adjusting of a gain is performed by the AGC circuit 25.

Then, the signal is input into A / D converting circuit 26.

It is converted to a digital signal from an analog signal.

【 0 1 2 8 】

デジタル信号は、マルチプレクサ 2 7 を介して第 1 のフレームメモリ 2 8 又は第 2 のフレームメモリ 2 9 に記憶される。マルチプレクサ 2 7 は、タイミング制御回路 3 4 からの制御信号に基づき、帯域制限回転フィルタ 1 1 の可視光透過フィルタ 1 1 a が挿入されているときには第

[0128]

A digital signal is stored by the first frame memory 28 or the 2nd frame memory 29 via a multiplexer 27.

A multiplexer 27 is based on a control signal from the timing-control circuit 34. When visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is inserted, when infrared light permeation filter 11b is inserted in the first frame memory 28, a signal is changed and

1のフレームメモリ28に、赤外光透過フィルタ11bが挿入されているときには第2のフレームメモリ29に信号を切り替えて入力する。

【0129】

第1、第2のフレームメモリ28、29から出力された信号は画像処理回路30に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路31に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

【0130】

画像表示制御回路31から出力されたデジタル信号は、D/A変換回路32に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ5に出力される。自動調光回路33では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り12を制御する信号を送る。タイミング制御回路34は、回転フィルタの回転、CCD駆動、各種映像信号処理、ランプ発光の同期をとり制御する。

【0131】

モニタ5上では、帯域制限回転フィルタ11の位置に応じて通

input into it at the 2nd frame memory 29.

[0129]

The signal output from the 1st and 2nd frame memories 28 and 29 are input into the image-processing circuit 30.

Image processing, such as image enhancement and noise removal, is performed. Furthermore it is input into the image display controlling circuit 31.

The display control for the simultaneous display of a fluorescent image, a usual image, and character information etc. is performed.

[0130]

The digital signal output from the image display controlling circuit 31 is input into D / A converting circuit 32.

conversion is carried out to an analog signal, and it is output to monitor 5.

The signal which controls the illumination light stop 12 is sent in the automatic light-control circuit 33 so that the illumination light of a moderate brightness may be obtained.

The timing-control circuit 34 takes and controls synchronization of rotation of a rotating filter, CCD actuation, various video-signal process, and a lamp light emission.

[0131]

On monitor 5, a usual light image, a fluorescent image, or both can be simultaneously observed

常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプ 10 を用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。

【0132】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。また、照明光の光量を制御する手段は、ランプ電流を変化させるものに限らず、照明光絞りの開きを制御してもよいし、照明光路上に光量制限用のフィルタを挿入するものでもよい。

【0133】

また、CCD 51 の位置は挿入部 7 の先端部 17 に配置するものに限らず、プロセッサ 4C 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。又、フレームごとの処理の代わりにフィールドごとに処理を行ってもよい。

depending on the position of the band-limiting rotating filter 11.

In this embodiment, the lamp 10 single as light-source means for observation was used.

However, the light source more than two may be combined, for example, like the halogen lamp for an ordinary-light observation, the laser for fluorescent-material excitation, or a light emitting diode.

[0132]

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, means to control the quantity of light of an illumination light may not be restricted to that which changes a lamp electricity, and may control a difference of the illumination light stop.

The filter for quantity-of-light limitation may be inserted in the optical path.

[0133]

Moreover, the position of CCD51 is not restricted to what is configured to the end 17 of an insertion part 7, but is provided on the inside of processor 4C, and may be made to guide a light with an image guide fibre.

It may be located in a camera head detachable from the optical endoscope.

Moreover, it may process for every field instead of the process for every frame.

【0134】

本実施の形態は以下の効果を有する。蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じてランプ光量とCCD51の増幅率を制御する構成にしたので、蛍光像と通常観察像の明るさが著しく異なることが無く、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

【0135】

(第4の実施の形態) 次に本発明の第4の実施の形態を説明する。図22ないし図27は、本発明の第4の実施の形態に係り、図22は第4の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体の構成を示すブロック図、図23はRGB回転フィルタの構成を示す説明図、図24はRGB回転フィルタの分光透過特性を示す説明図、図25は通常光観察時の動作を示す説明図、図26は蛍光観察時の動作を示す説明図、図27は通常光・蛍光同時観察時の動作を示す説明図である。

[0134]

This embodiment has the following effects.

Since it made the composition which controls a lamp quantity of light and gain of CCD51 depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, the brightness of the fluorescent image and a usual observation image does not differ remarkably, and the both sides of a fluorescence and an ordinary light can be observed with suitable brightness.

[0135]

(4th embodiment) The 4th embodiment of this invention is demonstrated below.

Fig. 22 or 27 concerns the 4th embodiment of this invention.

Diagram 22 is a block diagram showing the entire composition of the fluorescent endoscope apparatus of the 4th embodiment.

Diagram 23 is an explanatory drawing showing the composition of RGB rotating filter.

Diagram 24 is an explanatory drawing showing the spectroscopy permeation characteristic of RGB rotating filter.

Diagram 25 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light observation.

Diagram 26 is an explanatory drawing showing the operation at the time of fluorescent observation.

Diagram 27 is an explanatory drawing showing the operation at the time of an ordinary-light * fluorescence simultaneous observation.

【0136】

本実施の形態の目的は赤外蛍光観察時に外部から漏れてくる光を除去し、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置を提供することにある。本実施の形態は、第1の実施の形態と類似の構成であるので、異なる点を中心に説明し、類似機能を持つ構成には同じ符号を付け、その説明は省略する。

[0136]

The objective of this embodiment is to remove the light which leaks from the exterior at the time of infrared fluorescence observation.

It is in providing the fluorescent endoscope apparatus which can obtain the fluorescent image with low noise.

Since it is a composition similar to the first embodiment, this embodiment is demonstrated focusing on the different points.

The same code is attached to the composition with similar function, and the description is omitted.

【0137】

図22に示す第4の実施の形態の蛍光内視鏡装置1Dは、図1の蛍光内視鏡装置1Aにおいて、電子内視鏡2Aにおいてフィルタ絞り22の代わりに絞り52が採用された電子内視鏡2Dと、プロセッサ4Aにおいてマルチプレクサ27の出力端には第1のフレームメモリ28及び第2のフレームメモリ29の代わりにR用メモリ41a、G用メモリ41b、B用メモリ41cと、さらにR'用メモリ61a、G'用メモリ61b、B'用メモリ61cと、2つの減算器62、63、加算器64及び積算処理回路42とが設けられたプロセッサ4Dと、光源装置3AにおいてRGB回転フィルタ13とは特性の異なるRGB

[0137]

Fluorescent endoscope apparatus 1D of the 4th embodiment shown in diagram 22, in fluorescent endoscope apparatus 1A in the diagram 1, in electronic endoscope 2A, in place of filter stop 22, electronic endoscope 2D in which stop 52 was adopted, in processor 4A, at the output end of multiplexer 27, instead of first frame memory 28 and 2nd frame memory 29, memory 41a for R, memory 41b for G, and memory 41c for B, furthermore memory 61a for R', memory 61b for G' and memory 61c for B', processor 4D to which the 2 subtractors 62 and 63, the adder 64 and the integrating processing circuit 42 were provided, and light-source-device 3D using RGB rotating filter 65 with which a characteristic differs in RGB rotating filter 13 in light-source-device 3A.

It has these components.

回転フィルタ 65 を用いた光源装置 3D とを有する。

【0138】

図 1 と同様に光源装置 3D は、光を放射するランプ 10 と、照明光路上に設けられ透過波長を制限する帯域制限回転フィルタ 11 と、光量を制限する照明光絞り 12 と共に、図 1 の RGB 回転フィルタ 13 とは特性が異なる透過波長を制限する RGB 回転フィルタ 65 とを備えている。

[0138]

For light-source-device 3D, like diagram 1, the lamp 10 which radiates a light, the band-limiting rotating filter 11 which is provided on an optical path and limits penetrated-wave length, the illumination light stop 12 which limits a quantity of light, RGB rotating filter 65 which limits the penetrated-wave length with which the characteristic differs in RGB rotating filter 13 in the diagram 1. It has these components.

【0139】

帯域制限回転フィルタ 11 は図 2 で示したように、可視光透過フィルタ 11a と赤外光透過フィルタ 11b によって 2 分されている。RGB 回転フィルタ 65 は、図 23 に示すように R、G、B フィルタ 65a、65b、65c に 3 分されている。電子内視鏡 2D は、照明光を伝送するライトガイドファイバ 8 と、撮像手段に入射される光量を制限する絞り 52 と、励起光を除去する励起光カットフィルタ 23 と、CCD 21 とを有する。

[0139]

The band-limiting rotating filter 11 is divided into two by visible transparency filter 11a and infrared light permeation filter 11b, as diagram 2 showed.

RGB rotating filter 65 is used as R, G, and the B filters 65a, 65b, and 65c divided into three, as shown in diagram 23.

Electronic endoscope 2D has light-guide fibre 8 which transmits illumination light, the stop 52 which limits the quantity of light incidented by image-pick-up means, the excitation-light cut filter 23 by which excitation light is removed, and CCD21.

【0140】

プロセッサ 4D は、プリアンプ 24、AGC 回路 25、A/D 変換回路 26、マルチプレクサ回路 27、R 用メモリ 41a、

[0140]

Processor 4D, a preamplifier 24, the AGC circuit 25, A/D converting circuit 26, multiplexer circuit 27, memory 41a for R, memory G41b for G, memory B41c for B, memory 61a for R,

G用メモリ61b、B用メモリ61c、R'用メモリ61a、G'用メモリ61b、B'用メモリ61c、2つの減算器62、63、加算器64、積算処理回路42、画像処理回路30、画像表示制御回路31、D/A変換回路32、照明光絞り12を制御する自動調光回路33、蛍光内視鏡装置1D全体の同期をとるタイミング制御回路34を備えている。また、レーザ治療用のレーザ光を発生するレーザ光源6とレーザ光を導くレーザガイド37が設けられている。

[0141]

次に、このように構成されている蛍光内視鏡装置1Dの動作について説明する。被検査体19の体内には、予めインドシアニンググリーン(ICG)誘導体標識抗体のように、癌などの病巣部に対して親和性をもつ蛍光物質が投与されている。

[0142]

光源装置3Dのランプ10からは、可視光領域、及びICG誘導体標識抗体の励起波長を含む

memory 61b for G', memory 61c for B', the 2 subtractors 62 and 63, an adder 64, the integrating processing circuit 42, the image processing circuit 30, the image display controlling circuit 31, D/A converting circuit 32, the automatic light-control circuit 33 which controls the illumination light stop 12, the timing-control circuit 34 which synchronises the entire fluorescent endoscope apparatus 1D.

It has these components.

Moreover, the laser guide 37 which guides the laser light source 6 and the laser light which generate the laser light for laser treatments is provided.

[0141]

Next, an operation of fluorescent endoscope apparatus 1D constituted in this way is demonstrated.

The inside of the body of an inspected target 19 is beforehand medicated with the fluorescent material which has affinity to lesion parts, such as cancer, such as an indocyanine-green (ICG) derivative marker antibody.

The inside of the body of an inspected target 19 is beforehand medicated with the fluorescent material which has affinity to lesion parts, such as cancer, such as an indocyanine-green (ICG) derivative marker antibody.

[0142]

From the lamp 10 of light-source-device 3D, the light of a visible-light area and the wavelength band containing the excitation wavelength of

波長帯域の光が放射される。ランプ 10 から放射された光は帯域制限回転フィルタ 11、照明光絞り 12 を通過し、RGB 回転フィルタ 65 を透過する。 ICG derived marker antibody is radiated. The light radiated from the lamp 10 passes the band-limiting rotating filter 11 and the illumination light stop 12. RGB rotating filter 65 is passed through.

【0143】

RGB 回転フィルタ 65 を透過した光は、電子内視鏡 2D のライトガイドファイバ 8 に入射される。帯域制限回転フィルタ 11 は、図 2 に示した構成をしており、その分光透過特性は図 3 に示すようになっている。RGB 回転フィルタ 65 は、図 23 に示す構成をしており、その分光透過特性は、図 24 に示すようになっている。

[0143]

Incidence of the light which passed through RGB rotating filter 65 is carried out to light-guide fibre 8 of electronic endoscope 2D.

The band-limiting rotating filter 11 has composition shown in diagram 2.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in diagram 3.

RGB rotating filter 65 has composition shown in diagram 23.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in diagram 24.

【0144】

つまり、R フィルタ 65a と G フィルタ 65b は赤外の ICG 誘導体標識抗体の励起光成分を透過するが、B フィルタ 65c は励起光成分は透過しない。従って、帯域制限回転フィルタ 11 の赤外光透過フィルタ 11b が照明光路に挿入されているときに、R フィルタ 65a か G フィルタ 65b が挿入されていれば励起光成分が照射されるが、B フィルタ 65c が挿入されていれば光は照射されない。

[0144]

In other words, R filter 65a and G filter 65b permeate the excitation-light component of infrared ICG derived marker antibody.

However, B filter 65c does not permeate the excitation-light component.

Therefore, when infrared light permeation filter 11b of the band-limiting rotating filter 11 is inserted in the optical path, if R filter 65a or G filter 65b is inserted, an excitation-light component will be irradiated.

However, light will not be irradiated if B filter 65c is inserted.

【0145】

通常光観察時には、帯域制限回

[0145]

At the time of ordinary-light observation, visible

転フィルタ 11 の可視光透過フィルタ 11 a が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 65 は毎秒 30 回転することにより、赤、緑、青の光が順次照射される（図 25 参照）。

【0146】

蛍光観察時には、帯域制限回転フィルタ 11 の赤外光透過フィルタ 11 b が光路上に固定され、RGB 回転フィルタ 65 は毎秒 30 回転することにより、励起光の波長帯域の赤外光が間欠的に照射される（図 26 参照）。

【0147】

蛍光像・通常光像同時観察時には、RGB 回転フィルタ 65 は毎秒 30 回転し、帯域制限回転フィルタ 11 は毎秒 90 回転することにより、赤、励起光、緑、励起光、青、遮光の順で照射される（図 27 参照）。このときタイミング制御回路 34 は、RGB 回転フィルタ 65 と帯域制限回転フィルタ 11 が同期して回転するように制御する。

【0148】

被検査体 19 からの反射光と蛍光は、光量を制限する絞り 52、励起光カットフィルタ 23 を経て CCD 21 で撮像される。励起光カットフィルタ 23 は IC

transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 65 30 times per second, the light of red, green, and blue is sequentially irradiated (diagram 25 reference).

[0146]

At the time of fluorescent observation, infrared light permeation filter 11b of the band-limiting rotating filter 11 is fixed in the optical path.

By rotating RGB rotating filter 65 30 times per second, the infrared light of the wavelength band of excitation light is irradiated intermittently (diagram 26 reference).

[0147]

At the time of a fluorescent image * ordinary-light image simultaneous observation, RGB rotating filter 65 is rotated 30 times per second.

By rotating 90 times per second, the band-limiting rotating filter 11 is irradiated in the order of red, excitation light, green, excitation light, blue, and shading (diagram 27 reference).

At this time, the timing-control circuit 34 is controlled so that RGB rotating filter 65 and the band-limiting rotating filter 11 synchronize and rotate.

[0148]

The reflected light and the fluorescence from an inspected target 19 are recorded by CCD21 through the stop 52 which limits the quantity of light, and the excitation-light cut filter 23.

The excitation-light cut filter 23 interrupts the

G誘導体標識抗体の励起光成分を遮断し、蛍光成分と可視光成分を透過するように構成されており、その分光透過特性は図8に示すようになっている。

excitation-light component of ICG derived marker antibody.

The excitation-light cut filter 23 interrupts the excitation-light component of ICG derived marker antibody.

It is constituted so that a fluorescent component and a visible-light component may be passed through.

The spectroscopy permeation characteristic is shown in Diagram 8.

【0149】

従って、CCD21では、RGB回転フィルタ65と帯域制限回転フィルタ11の位置に応じて、赤、緑、青の可視光、赤外の蛍光、あるいは体外から漏れてくるノイズ（雑音）成分の光を受光する（図25～図27参照）。

[0149]

Therefore, in CCD21, the light of red, green, a blue visible light, the fluorescence besides red, or the light of the noise (noise) component which leaks from the outside is received depending on the position of RGB rotating filter 65 and the band-limiting rotating filter 11 (diagram 25 - diagram 27 reference).

【0150】

CCD21は、図示しないCCD駆動回路によって回転フィルタ11、65の回転に同期して駆動され、帯域制限回転フィルタ11の回転の有無に応じて毎秒180フレームあるいは毎秒90フレームの画像を形成する。

[0150]

CCD21 is actuated by CCD actuation circuit not illustrated, synchronizing with rotation of the rotation filters 11 and 65.

The image of 180 frames per second or 90 frames per second is formed depending on the existence of rotation of the band-limiting rotating filter 11.

【0151】

CCD21からの電気信号は、プロセッサ4Dのプリアンプ24に入力されて増幅され、AGC回路25によりゲインの調整

[0151]

The electrical signal from CCD21 is input into the preamplifier 24 of processor 4D, and is amplified.

Adjusting of a gain is performed by the AGC

が行われる。その後、信号はA circuit 25.

／D変換回路26に入力され、 Then, the signal is input into A / D converting circuit 26.

アナログ信号からデジタル信号
に変換される。 It is converted to a digital signal from an analog signal.

【0152】

デジタル信号は、マルチプレクサ27を介して6つのフレームメモリ41a～41c、61a～61cのいずれかに記憶される。マルチプレクサ27は、タイミング制御回路34からの制御信号に基づき、画像を記憶するメモリを選択する。

[0152]

A digital signal is stored by one of six frame-memory 41a - 41c, 61a - 61c via a multiplexer 27.

A multiplexer 27 chooses the memory which stores the image, based on the control signal from the timing-control circuit 34.

【0153】

帯域制限回転フィルタ11の可視光透過フィルタ11aが照明光路上に挿入されているときには、RGB回転フィルタ65の位置に応じて、R用メモリ41a、G用メモリ41b、B用メモリ41cに画像信号を記憶する。すなわち、R用メモリ41aには赤で照射時の画像が、G用メモリ41bには緑で照射時の画像が、B用メモリ41cには青で照射時の画像が記憶される。

[0153]

When visible transparency filter 11a of the band-limiting rotating filter 11 is inserted on the optical path, an image signal is stored to memory 41a for R, memory 41b for G, and memory 41c for B depending on the position of RGB rotating filter 65.

Namely, in memory 41a for R it is red for the image at the time of irradiation, in memory 41b for G, it is green, for image at the time of irradiation, and the image at the time of irradiation is stored in blue by memory 41c for B.

【0154】

赤外光透過フィルタ11bが照明光路上に挿入されているときにはRGB回転フィルタ65の位置に応じて、R'用メモリ61a、G'用メモリ61b、B'用メモリ61cに画像信号を記憶する。

[0154]

When infrared light permeation filter 11b is inserted on the optical path, an image signal is stored to memory 61a for R', memory 61b for G', and memory 61c for B' depending on the

1 a、G' 用メモリ 61 b、B' 用メモリ 61 c に画像信号を記憶する。すなわち、R' 用メモリ 61 a、G' 用メモリ 61 b には蛍光画像が、B' 用メモリ 61 c には照明光がない状態での画像（背景画像）が記憶される。

【0155】

この背景画像は、体外から漏れて入ってくる光によるノイズ、及び機器に固有の定常ノイズを表す。これらの背景ノイズ成分は、通常観察時にはあまり問題にならないが、微弱な蛍光を観察する時には大きな問題となる。

【0156】

特に近赤外域の光はヘモグロビンや水の吸収が少ないために生体組織への透過性が良く、ICG 誘導体標識抗体のような近赤外域の蛍光観察の場合は被検者外部からの漏れ光の混入が問題となる。

【0157】

2つの減算器 62、63 では、蛍光画像から背景画像を減算するので、これらの背景ノイズ成分は除去される。背景ノイズ成分の除去された2つの蛍光画像

position of RGB rotating filter 65.

Namely, in memory 61a for R', and memory 61b for G', a fluorescent image, and the image (background image) in the state where no illumination light is in memory 61c for B' is stored.

[0155]

This background image expresses the noise by the light which leaks from the outside and enters, and a regular noise intrinsic, to an apparatus.

These background noise components seldom become a problem at the time of usual observation.

However, it becomes a big problem when observing feeble fluorescence.

[0156]

Since especially the light of a near-infrared region has low haemoglobin and water absorption, its permeability to an organism tissue is good.

In fluorescent observation of the near-infrared region like ICG derived marker antibody, mixing of the light leakage from the body exterior poses a problem.

[0157]

In the 2 subtractors 62 and 63, since a background image is subtracted from a fluorescent image, these background noise components are removed.

The fluorescent image of the two from which

は、加算器 64 で加算され、加算された信号は、図 16 に示す構成の積算処理回路 42 に入力され、時間的に非定常なノイズ成分の除去が行われる。

the background noise component was removed is added by the adder 64.

The added signal is input into the integrating processing circuit 42 of composition of being shown in Diagram 16.

Removal of unsteady over time noise component is performed.

【0158】

R 用メモリ 41a、G 用メモリ 41b、B 用メモリ 41c 及び積算処理回路 42 から出力された信号は画像処理回路 30 に入力され、画像強調、ノイズ除去等の画像処理が行われ、さらに画像表示制御回路 31 に入力され、蛍光画像、通常画像、文字情報の同時表示のための表示制御等が行われる。

[0158]

The signal output from memory 41a for R, memory 41b for G, memory 41c for B, and the integrating processing circuit 42 is input into the image-processing circuit 30.

Image processing, such as image enhancement and noise removal, is performed. Furthermore it is input into the image display controlling circuit 31.

The display control for the simultaneous display of a fluorescent image, a usual image, and character information etc. is performed.

【0159】

画像表示制御回路 31 から出力されたデジタル信号は、D/A 変換回路 32 に入力され、アナログ信号に変換され、モニタ 5 に出力される。自動調光回路 33 では、適度な明るさの照明光が得られるように、照明光絞り 12 を制御する信号を送る。タイミング制御回路 34 は、回転フィルタの回転、CCD 駆動、各種映像信号処理の同期をとり制御する。

[0159]

The digital signal output from the image display controlling circuit 31 is input into D / A converting circuit 32.

conversion is carried out to an analog signal.

It is output to a monitor 5.

The signal which controls the illumination light stop 12 is sent in the automatic light-control circuit 33 so that the illumination light of a moderate brightness may be obtained.

The timing-control circuit 34 takes and controls a synchronization of rotation of a rotating filter, CCD actuation, and various video-signal processes.

【0160】

モニタ 5 上では、帯域制限回転フィルタ 11 の位置に応じて通常光像、蛍光像、あるいはその双方を同時に観察することができる。本実施の形態では、観察用光源手段として単一のランプ 10 を用いたが、例えば通常光観察用のハロゲンランプと蛍光物質励起用のレーザあるいは発光ダイオードのように 2 つ以上の光源を組み合わせてもよい。

[0160]

On monitor 5, a usual light image, a fluorescent image, or both can be simultaneously observed depending on the position of the band-limiting rotating filter 11.

In this embodiment, the lamp 10 single as light-source means for observation was used.

However, the light source more than two may be combined, for example, like the halogen lamp for an ordinary-light observation, the laser for fluorescent-material excitation, or a light emitting diode.

【0161】

また、蛍光物質励起用の照明光は、体外から照射するようにしてもよい。また、CCD 21 の位置は挿入部 7 の先端部 17 に配置するものに限らず、プロセッサ 4D 内部に設けてイメージガイドファイバで光を導くようにしてもよいし、光学式内視鏡に着脱可能なカメラヘッド内に配置してもよい。また、フレームごとの処理の代わりにフィールドごとに処理を行ってもよい。本実施の形態は以下の効果を有する。励起光照射時の蛍光像と光を照射しないときの背景像との差をとる構成にしたので、外部からの漏れ光によるノイズの少ない蛍光画像を得ることができる。なお、上述の複数の実施の形態を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態なども本発明に属する。

[0161]

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, it may be made to irradiate the illumination light for fluorescent-material excitation from the exterior.

Moreover, the position of CCD21 is not restricted to what is configured to the end 17 of an insertion part 7. It provides inside processor 4D, and it may be made to guide a light with image guide fibre.

It may be located in a camera head detachable from the optical endoscope.

Moreover, it may process for every field instead of the process for every frame.

This embodiment has the following effects.

Since it made the composition which takes the difference of the fluorescent image at the time of excitation-light irradiation, and the background image when not irradiating a light, the few fluorescent image of the noise by the external light leakage can be obtained.

In addition, the embodiment constituted by combining some above-mentioned embodiments partially etc. belongs to this invention.

【0162】

[0162]

【付記】

1. 蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に照射する光源手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記被検査対象物と前記撮像手段との光路上に挿入された絞り手段とを有し、前記絞り手段は可視光を透過する可視光透過部と可視光を透過せず前記蛍光物質の蛍光の波長帯域の光を透過し、前記可視光透過部より透過領域が大きい可視光非透過部を有することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

[Additional remark]

1. In the apparatus which diagnoses by medicating a tested target object with a fluorescent material:

It has light-source means to irradiate the light of the first wavelength band containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested target object, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, and stop means of the above-mentioned tested target object and above-mentioned image-pick-up means inserted in the optical path.

Above-mentioned stop means does not permeate the visible transparency part and the visible light which permeate visible light, while the light of the fluorescent wavelength band of the above-mentioned fluorescent material is passed through.

The fluorescent endoscope apparatus characterized by having a visible-light non-transparency part with a permeation area larger

than the above-mentioned visible transparency part.

【0163】

(付記1、付記2の目的) 蛍光観察時にはより明るく、通常光観察時にはより深い被写体深度で観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記1の作用) 絞り部分において蛍光の透過する領域を可視光(通常光)が透過する領域に比べて大きくなる構成にしたので、蛍光が絞り部分を沢山通過でき、蛍光はより明るく、通常光はより深い被写体深度で観察することができる。

[0163]

(The objective of additional remark 1 and the additional remark 2)

At the time of fluorescent observation, it is more bright.

Provide the fluorescent endoscope apparatus which can be observed with the a deeper depth of field, at the time of ordinary-light observation. (Effect of additional remark 1)

Since it made the composition which becomes large compared with the area where visible light (ordinary light) permeates the fluorescent area to permeate, in the stop part, the fluorescence can pass through many stop parts.

The fluorescence is more bright.

An ordinary light can be observed by the deeper depth of field.

【0164】

2. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記被検査対象物と前

[0164]

2.

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by observing the fluorescence radiated from a fluorescent material:

The fluorescent endoscope apparatus characterized by light-source means to irradiate selectively the light of the first wavelength band containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested target object, switching means which changes the light of a first wavelength band, and the light

記撮像手段との光路上に挿入された可変絞り手段と、前記切り替え手段の切り替えに応じて前記可変絞り手段を制御することとを特徴とした蛍光内視鏡装置。

of a second wavelength band, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, variable-aperture means of the above-mentioned tested target object and above-mentioned image-pick-up means inserted in the optical path, and above-mentioned variable-aperture means is controlled depending on the switching of above-mentioned switching means..

【0165】

(付記2の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて絞りを制御する構成にしたので、蛍光観察時には絞りを大きくし通常光観察時には絞りを小さくすることにより、蛍光はより明るく、通常光はより深い被写体深度で観察することができる。

[0165]

(Effect of additional remark 2)

Since it made the composition which controls a stop depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, by enlarging a stop at the time of fluorescent observation, and making a stop small at the time of an ordinary-light observation, a fluorescence is more bright.

An ordinary light can be observed by the deeper depth of field.

【0166】

3. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍

[0166]

3.

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by observing the fluorescence radiated from a fluorescent material:

The fluorescent endoscope apparatus characterized by light-source means to irradiate selectively the light of the first wavelength band containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested

光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる撮像信号を積分する積分手段と、前記切り替え手段の切り替えに応じて前記積分手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

target object, switching means which changes the light of a first wavelength band, and the light of a second wavelength band, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, the integrator which integrates the image-pick-up signal obtained by the above-mentioned image-pick-up means, and an above-mentioned integrator is controlled depending on the switching of above-mentioned switching means.

【0167】

(付記3の目的) 蛍光観察時にはより少ないノイズで、通常光観察時には速い動きに対応して観察することができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記3の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて積分手段を制御する構成にしたので、蛍光は少ないノイズで、通常光は速い動きに対応して観察することができる。

[0167]

(The objective of additional remark 3)

Provide the fluorescent endoscope apparatus which can be used for observing corresponding to a quick motion, with less noise at the time of ordinary-light observation and at the time of fluorescent observation.

(Effect of additional remark 3)

Since it made the composition which controls an integrator depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, the fluorescence has low noise and can be observed an ordinary light corresponding to a quick motion.

【0168】

4. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段

[0168]

4.

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by observing the fluorescence radiated from a fluorescent material:

The fluorescent endoscope apparatus characterized by light-source means to irradiate selectively the light of the first wavelength band

と、前記光源手段の光量を制御する光量制御手段と、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記切り替え手段の切り替えに応じて前記光量制御手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested target object, quantity-of-light control means to control the quantity of light of above-mentioned light-source means, switching means which changes the light of a first wavelength band, and the light of a second wavelength band, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, and above-mentioned quantity-of-light control means is controlled depending on the switching of above-mentioned switching means..

【0169】

(付記4、付記5の目的) 通常光と蛍光の双方を適当な明るさで観察することできる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記4の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて光量を制御する構成にしたので、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

[0169]

(The objective of additional remark 4 and the additional remark 5)

Provide the fluorescent endoscope apparatus which observes both with ordinary light and fluorescent with suitable brightness.

(Effect of additional remark 4)

Since it made the composition which controls a quantity of light depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, both a fluorescence and an ordinary light can be observed with suitable brightness.

【0170】

5. 蛍光物質から放射される蛍光を観察して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物

[0170]

5.

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by observing the fluorescence

質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波長帯域の光を前記被検査対象物に選択的に照射する光源手段と、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光を切り替える切り替え手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる撮像信号を増幅する増幅手段と、前記切り替え手段の切り替えに応じて前記増幅手段を制御することを特徴とした蛍光内視鏡装置。

(付記5の作用) 蛍光観察と通常光観察の切り替えに応じて増幅器を制御する構成にしたので、蛍光と通常光の双方を適当な明るさで観察することができる。

radiated from a fluorescent material:

The fluorescent endoscope apparatus characterized by light-source means to irradiate selectively the light of the first wavelength band containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested target object, switching means which changes the light of a first wavelength band, and the light of a second wavelength band, image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, amplification means to amplify the image-pick-up signal obtained by the above-mentioned image-pick-up means, and above-mentioned amplification means is controlled depending on the switching of above-mentioned switching means..

(Effect of additional remark 5)

Since it made the composition which controls an amplifier depending on the switching of fluorescent observation and an ordinary-light observation, both a fluorescence and an ordinary light can be observed with suitable brightness.

【0171】

6. 蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記被検査対象物に間欠的に光を照射する光源手段と、前記光源手段から光が照射されているときの前記被検査対象物からの蛍光像と前記光

[0171]

6.

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by medicating a tested target object with a fluorescent material:

Light-source means to irradiate a light intermittently to the above-mentioned tested target object, the fluorescent image from the

源手段から光が照射されていないときの前記被検査対象物からの背景像を撮像する撮像手段と、前記蛍光像と前記背景像との差を算出する減算手段とを有することを特徴とした赤外蛍光内視鏡装置。

【0172】

(付記6の目的) 赤外蛍光観察時に外部から漏れてくる光を除去し、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置を提供すること。

(付記6の作用) 蛍光像と光を照射しないときの背景像の差をとる構成にしたので、ノイズの少ない蛍光画像を得ることができる。

【0173】**【発明の効果】**

以上説明したように本発明によれば、蛍光物質を被検査対象物に投与して診断を行う蛍光内視鏡装置において、前記蛍光物質の励起波長を含む第1の波長帯域の光と可視光を含む第2の波

above-mentioned tested target object when the light being irradiated from above-mentioned light-source means, and image-pick-up means to image-pick up the background image from the above-mentioned tested target object when the light not being irradiated from above-mentioned light-source means, and subtraction means to compute the difference of the above-mentioned fluorescent image and the above-mentioned background image.

[0172]

(The objective of additional remark 6)

The light which leaks from the exterior at the time of infrared fluorescence observation is removed.

Provide the fluorescent endoscope apparatus which can obtain the fluorescent image with low noise.

(Effect of additional remark 6)

Since it made the composition which takes the difference of a fluorescent image and the background image when not irradiating a light, the fluorescent image with low noise can be obtained.

[0173]**[EFFECT OF THE INVENTION]**

In the fluorescent endoscope apparatus which diagnoses by medicating a tested target object with a fluorescent material according to this invention as explained above, it has the infrared fluorescence endoscope apparatus characterized by having Light-source means to

長帯域の光を前記被検査対象物に照射する光源手段と、前記被検査対象物の可視光像と前記蛍光物質の蛍光像を撮像する撮像手段と、前記被検査対象物と前記撮像手段との光路上に挿入された絞り手段と、を有し、前記絞り手段は可視光を透過する可視光透過部と可視光を透過せず前記蛍光物質の蛍光の波長帯域の光を透過し、前記可視光透過部より透過領域が大きい可視光非透過部を有する構成にしているので、可視光は絞り手段によって多く絞られて、可視光により撮像される画像は深い被写体深度の画像となり、蛍光は絞り手段により可視光の場合よりも絞られないで透過し、従って蛍光による画像はより明るい診断に適した画像が得られる。

irradiate the light of the first wavelength band containing the excitation wavelength of the above-mentioned fluorescent material, and the light of the 2nd wavelength band containing visible light to the above-mentioned tested target object, and stop means of image-pick-up means to image-pick up the visualisation light image of the above-mentioned tested target object, and the fluorescent image of the above-mentioned fluorescent material, and the above-mentioned tested target object and above-mentioned image-pick-up means inserted in the optical path.

Above-mentioned stop means does not permeate the visible transparency part and the visible light which permeate visible light, while the light of the fluorescent wavelength band of the above-mentioned fluorescent material is passed through.

Since it is making the composition which has a visible-light non-transparency part with a permeation area larger than the above-mentioned visible transparency part, much visible light is extracted by stop means.

The image recorded by the visible light turns into the image with a deep depth of field.

Fluorescence is passed through without being extracted from the case of visible light by stop means.

Therefore the image suitable for the diagnosis with the brighter image by fluorescence is obtained.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の蛍
光内視鏡装置の全体構成図。

[FIGURE 1]

The entire block diagram of the fluorescent
endoscope apparatus of the first embodiment of
this invention.

【図 2】

帯域制限回転フィルタの構成
図。

[FIGURE 2]

The block diagram of a band-limiting rotating
filter.

【図 3】

帯域制限回転フィルタの分光透
過特性を示す特性図。

[FIGURE 3]

The characteristic view showing the
spectroscopy permeation characteristic of a
band-limiting rotating filter.

【図 4】

R G B 回転フィルタの構成図。

[FIGURE 4]

The block diagram of RGB rotating filter.

【図 5】

R G B 回転フィルタの分光透過
特性を示す特性図。

[FIGURE 5]

The characteristic view showing the
spectroscopy permeation characteristic of RGB
rotating filter.

【図 6】

フィルタ絞りの構成図。

[FIGURE 6]

The block diagram of a filter stop.

【図 7】

フィルタ絞りの分光透過特性を
示す特性図。

[FIGURE 7]

The characteristic view showing the
spectroscopy permeation characteristic of a
filter stop.

【図 8】

励起光カットフィルタの分光透
過特性を示す特性図。

[FIGURE 8]

The characteristic view showing the
spectroscopy permeation characteristic of an
excitation-light cut filter.

【図 9】
通常光観察時の動作説明図。

[FIGURE 9]
Explanatory drawing of operation at the time of an ordinary-light observation.

【図 10】
蛍光観察時の動作説明図。

[FIGURE 10]
Explanatory drawing of operation at the time of fluorescent observation.

【図 11】
通常光・蛍光同時観察時の動作説明図。

[FIGURE 11]
Explanatory drawing of operation at the time of an ordinary-light * fluorescence simultaneous observation.

【図 12】
本発明の第 2 の実施の形態の蛍光内視鏡装置の全体構成図。

[FIGURE 12]
The entire block diagram of the fluorescent endoscope apparatus of the 2nd embodiment of this invention.

【図 13】
並列回転フィルタの構成図。

[FIGURE 13]
The block diagram of the juxtaposition rotating filter.

【図 14】
並列回転フィルタの分光透過特性を示す特性図。

[FIGURE 14]
The characteristic view showing the spectroscopy permeation characteristic of the juxtaposition rotating filter.

【図 15】
液晶絞りの構成図。

[FIGURE 15]
The block diagram of a liquid-crystal stop.

【図 16】
積算処理回路の構成図。

[FIGURE 16]
The block diagram of an integrating processing circuit.

【図 17】
第 2 の実施の形態の動作説明

[FIGURE 17]
Explanatory drawing of a 2nd embodiment of

図。

operation.

【図 1 8】

本発明の第 3 の実施の形態の蛍
光内視鏡装置の全体構成図。

[FIGURE 18]

The entire block diagram of the fluorescent
endoscope apparatus of the third embodiment
of this invention.

【図 1 9】

通常光観察時の動作説明図。

[FIGURE 19]

Explanatory drawing of operation at the time of
an ordinary-light observation.

【図 2 0】

蛍光観察時の動作説明図。

[FIGURE 20]

Explanatory drawing of operation at the time of
fluorescent observation.

【図 2 1】

通常光・蛍光同時観察時の動作
説明図。

[FIGURE 21]

Explanatory drawing of operation at the time of
an ordinary-light * fluorescence simultaneous
observation.

【図 2 2】

本発明の第 4 の実施の形態の蛍
光内視鏡装置の全体構成図。

[FIGURE 22]

The entire block diagram of the fluorescent
endoscope apparatus of the 4th embodiment of
this invention.

【図 2 3】

R G B 回転フィルタの構成図。

[FIGURE 23]

The block diagram of RGB rotating filter.

【図 2 4】

R G B 回転フィルタの分光透過
特性を示す特性図。

[FIGURE 24]

The characteristic view showing the
spectroscopy permeation characteristic of RGB
rotating filter.

【図 2 5】

通常光観察時の動作説明図。

[FIGURE 25]

Explanatory drawing of operation at the time of
an ordinary-light observation.

【図 26】

蛍光観察時の動作説明図。

[FIGURE 26]

Explanatory drawing of operation at the time of fluorescent observation.

【図 27】

通常光・蛍光同時観察時の動作説明図。

[FIGURE 27]

Explanatory drawing of operation at the time of an ordinary-light * fluorescence simultaneous observation.

【符号の説明】

- 1 A…蛍光内視鏡装置
- 2 A…電子内視鏡
- 3 A…光源装置
- 4 A…プロセッサ
- 5…モニタ
- 6…レーザ光源
- 7…挿入部
- 8…ライトガイドファイバ
- 10…ランプ
- 11…帯域制限回転フィルタ
- 11a…可視光透過フィルタ
- 11b…赤外光透過フィルタ
- 12…照明光絞り
- 13…RGB回転フィルタ
- 15, 16…モータ
- 21…CCD
- 22…フィルタ絞り
- 22a…可視光透過部
- 22b…可視光非透過部
- 22c…遮光部
- 23…励起光カットフィルタ
- 24…プリアンプ
- 25…AGC回路
- 26…A/D変換回路
- 27…マルチプレクサ

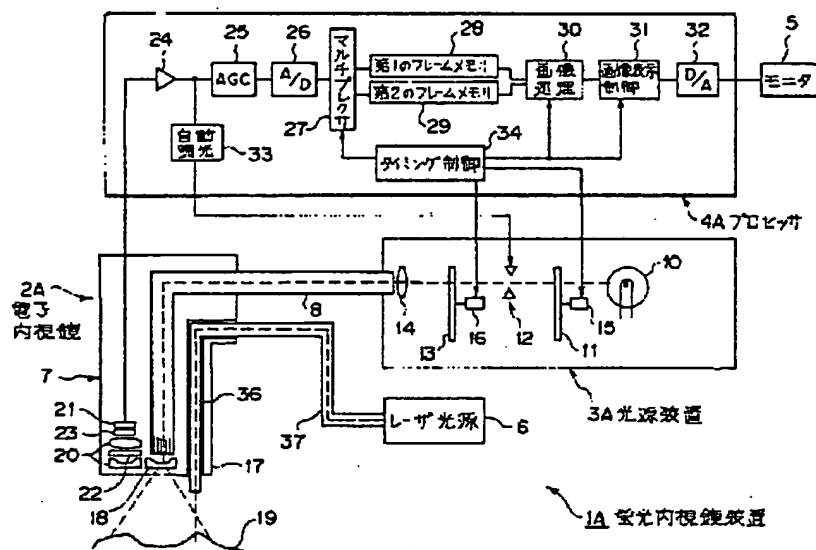
[EXPLANATION OF DRAWING]

- 1A... fluorescence endoscope apparatus
- 2A... electronic endoscope
- 3A... light source device
- 4A... processor
- 5... monitor
- 6... laser light source
- 7... insertion part
- 8... light-guide fibre
- 10... lamp
- 11... band-limiting rotating filter
- 11a... visible transparency filter
- 11b... infrared light permeation filter
- 12... illumination light stop
- 13...RGB rotating filter
- 15, 16... motor
- 21...CCD
- 22... filter stop
- 22a... visible transparency part
- 22b... visible-light non-transparency part
- 22c... shading part
- 23... excitation-light cut filter
- 24... preamplifier
- 25...AGC circuit
- 26...A / D converting circuit
- 27... multiplexer

28, 29...フレームメモリ	28, 29... frame memory
30...画像処理回路	30... image-processing circuit
31...画像表示制御回路	31... image display controlling circuit
32...D/A変換回路	32...D / A converting circuit
33...自動調光回路	33... automatic light-control circuit
34...タイミング制御回路	34... timing-control circuit

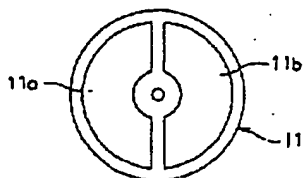
【圖 1】

[FIGURE 1]



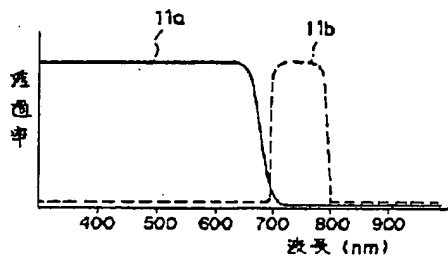
【图2】

[FIGURE 2]



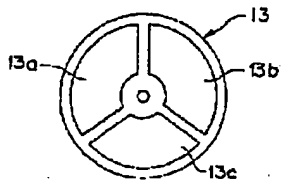
【図 3】

[FIGURE 3]



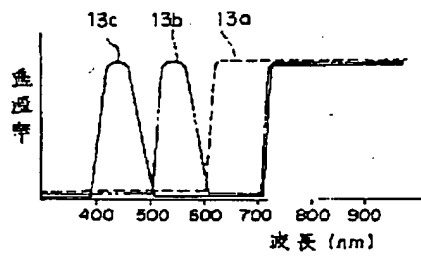
【図 4】

[FIGURE 4]



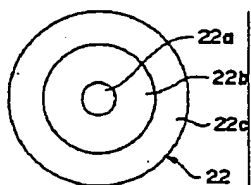
【図 5】

[FIGURE 5]



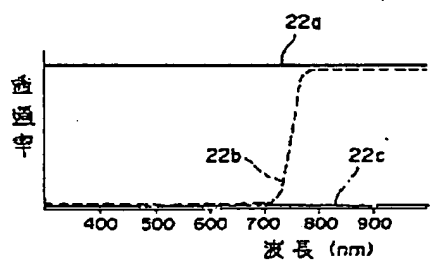
【図 6】

[FIGURE 6]



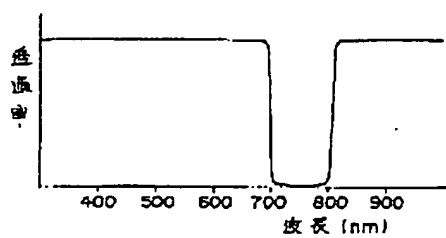
【図 7】

[FIGURE 7]



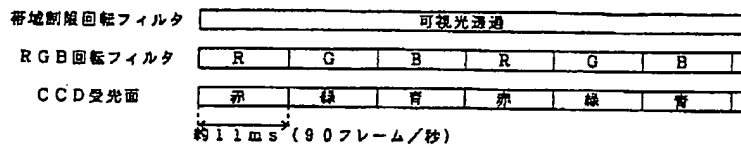
【図 8】

[FIGURE 8]



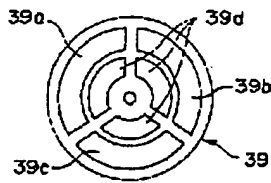
【図 9】

[FIGURE 9]



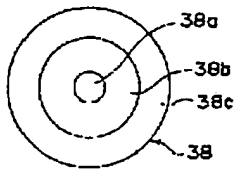
【図13】

[FIGURE 13]



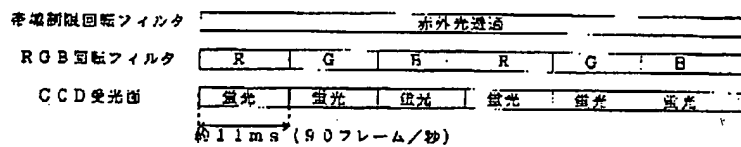
【図15】

[FIGURE 15]



【図10】

[FIGURE 10]



【図11】

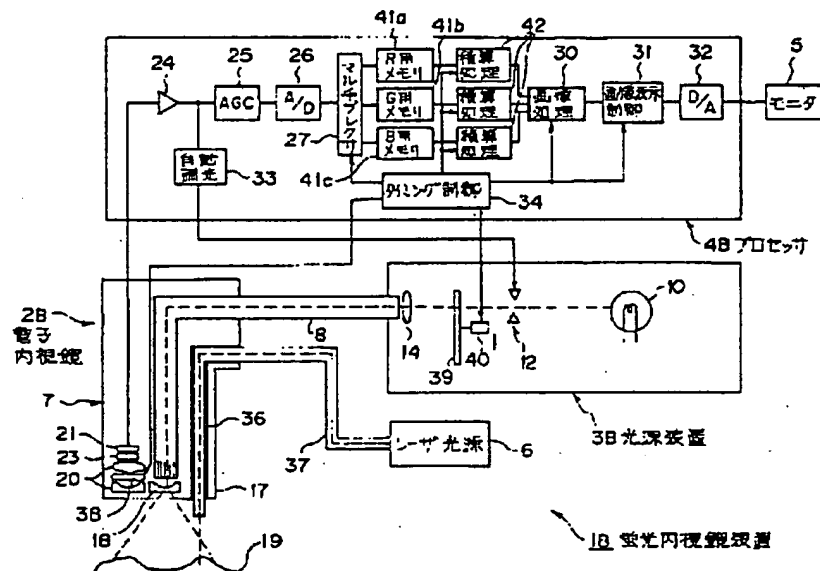
[FIGURE 11]

帯域制限回転フィルタ	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外
RGB回転フィルタ	R		G		B		R		G		B	
CCD受光面	赤	蛍光	緑	蛍光	青	蛍光	赤	蛍光	緑	蛍光	青	蛍光

約6ms (180フレーム/秒)

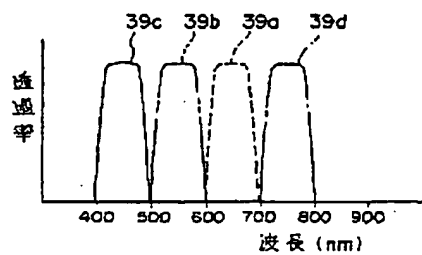
【図12】

[FIGURE 12]



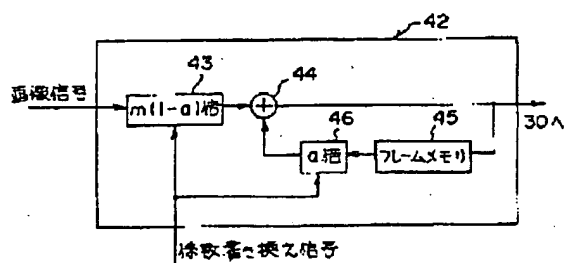
【図14】

[FIGURE 14]



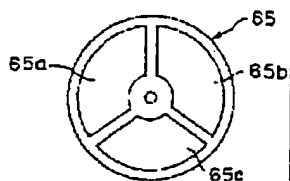
【図 16】

[FIGURE 16]



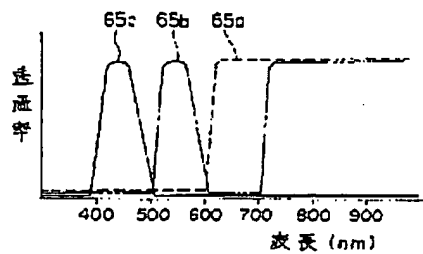
【図 23】

[FIGURE 23]



【図 24】

[FIGURE 24]



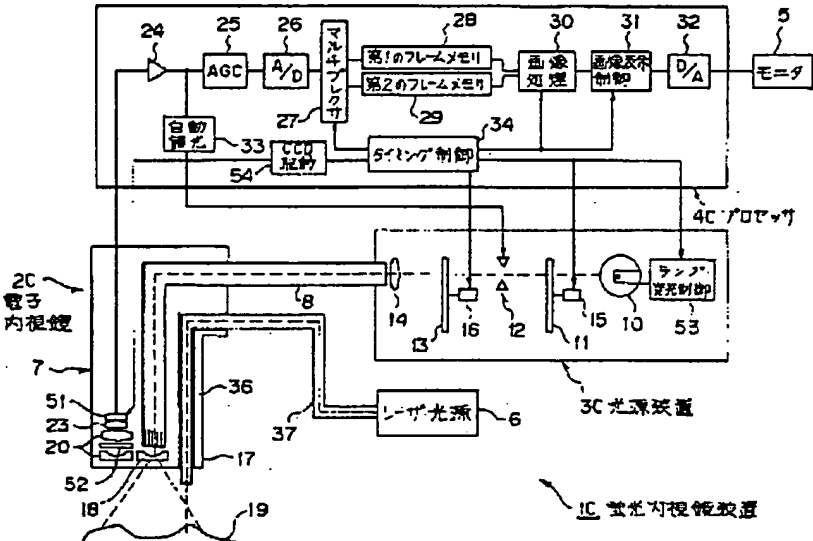
【図 17】

[FIGURE 17]

液晶絞り	小	大
係数 a	0.1	0.5
係数 m	1	2
帯域制限回転フィルタ	R G B R G B R R R R R R R R R R	
CCD受光面	赤 緑 青 赤 緑 青	蛍光 蛍光
	約11ms (90フレーム/秒)	約33ms (30フレーム/秒)

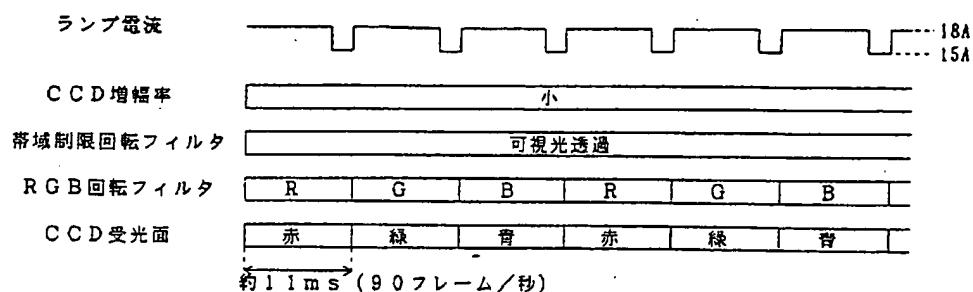
【図18】

[FIGURE 18]



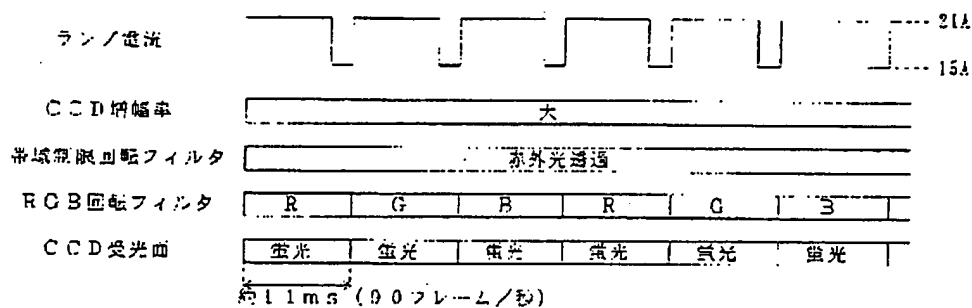
【図19】

[FIGURE 19]



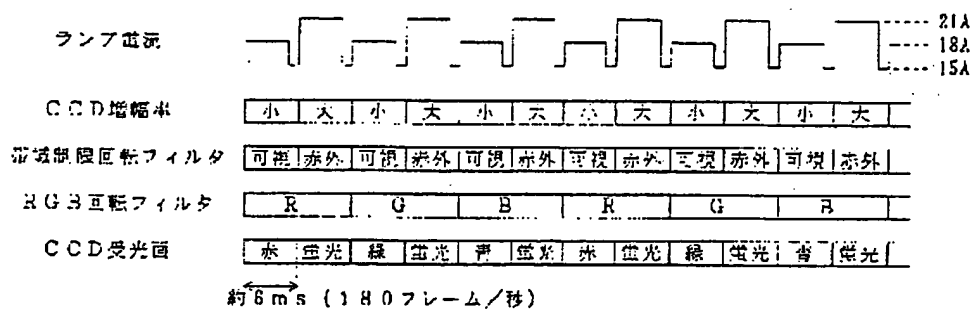
【図20】

[FIGURE 20]



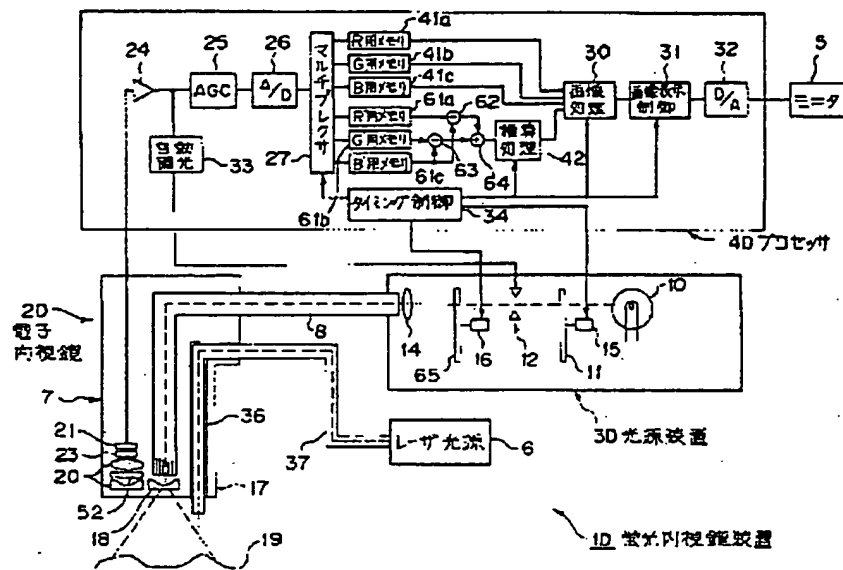
【図21】

[FIGURE 21]



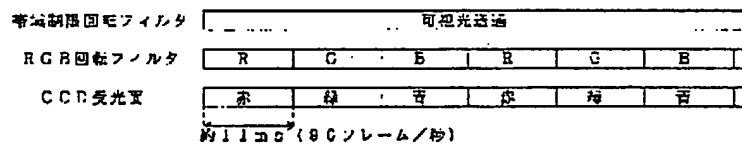
【図22】

[FIGURE 22]



【図 25】

[FIGURE 25]



【図 26】

[FIGURE 26]



【図 27】

[FIGURE 27]

帯域制限回転フィルタ	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外	可視	赤外
RGB回転フィルタ	R	G	B	R	G	B						
CCD受光面	赤	蛍光	緑	蛍光	青	雑音	赤	蛍光	緑	蛍光	青	雑音
約8mS (180フレーム/秒)												

DERWENT TERMS AND CONDITIONS

Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)